Aus der Abteilung für Zahnerhaltung
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. Dr. P. Riethe
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Vergleichende in vivo- und in vitro-Untersuchungen von verschieden aufgebauten Kompositkonstruktionen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
CATHERINE AMEYE
aus Kortrijk (Belgien)

1982

Aus der Abteilung für Zahnerhaltung
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. Dr. P. Riethe
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

Vergleichende in vivo- und in vitro-Untersuchungen von verschieden aufgebauten Kompositkonstruktionen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
CATHERINE AMEYE
aus Kortrijk (Belgien)

1982

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan:	Professor Dr. W. Frommhold
1. Berichterstatter:	Professor Dr. Dr. P. Riethe
2. Berichterstatter:	Professor Dr. E. Körber

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

für Prof. Dr. G. Vanherle

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung. 1

2. Material und Methode. 4

3. Resultate. 10

4. Diskussion. 13

5. Klinische Bedeutung. 20

6. Zusammenfassung. 21

7. Literaturverzeichnis. 24

1. EINLEITUNG

Immer häufiger äussern Patienten den Wunsch, auch im Seitenzahnbereich zahnfarbene Füllungen zu haben (61, 62). Amalgam, welches klassischerweise für okklusionstragende Füllungen im Seitenzahnbereich verwendet wird, besitzt, abgesehen von der schlechten Aesthetik, mehrere Nachteile: Es ist quecksilberhaltig und besitzt als Metall eine hohe Temperaturleitfähigkeit; die Füllungen zeigen im klinischen Gebrauch Flow und Creep sowie Korrosion. Nicht zuletzt sind die stark gestiegenen Kupfer- und Silberpreise zu berücksichtigen (12, 13, 14, 19, 45, 46, 51, 53, 54, 57). Die Entwicklung eines Seitenzahn-Komposits, das sich an Stelle von Amalgam für die Versorgung von klassisch präparierten Kavitäten der Klasse I und II eignet, ist deshalb eines der Hauptziele der aktuellen zahnärztlichen Materialforschung (11, 60).

Ein Seitenzahn-Komposit muss, um nach dem heutigen Stand des Wissens als Amalgamersatz für okklusale und okklusoapproximale Kavitäten akzeptiert werden zu können, folgende Qualitäten aufweisen (24, 29, 30, 33):

1. Amalgamähnliche Verschleissfestigkeit.
2. Formstabilität: keine plastische oder elastische Deformation.
3. Im Vergleich zu Amalgam deutlich verbesserte marginale Adaptation.
4. Für die Erkennung von Imperfektionen ausreichende Röntgenopazität.
5. Technisch einfache Verarbeitung.
6. Einfache, gegenüber Schmelz nondestruktive Ausarbeitbarkeit.
7. Zahnähnliches Aussehen ohne Farbänderungs- oder Verfärbungstendenzen.

Die Stoffgruppe Komposits muss, nach dem heutigen Wissensstand, entsprechend der Konstruktion in verschiedene Gruppen unterteilt werden, die sich in ihrem klinischen Verhalten wesentlich voneinander unterscheiden. Die ersten, ältesten Komposits werden heute als k o n v e n t i o n e l l e K o m p o s i t s bezeichnet. Diese werden definiert als dreidimensionale Mischungen von orga-

nischem Kunststoff und mit diesem durch Silanisierung verbundenen, anorganischen, durch Mahlprozesse gewonnenen, 0.7 bis 100 µm grossen Füllern aus Glas, Quarz oder Keramik (6, 9, 22, 50). Auf Grund klinischer und experimenteller Resultate steht fest, dass diese konventionellen Komposits als Amalgamersatz für die Versorgung von klassisch rechtwinklig, kastenförmig präparierten okklusalen und okklusoapproximalen Kavitäten (Klasse I und II) nicht geeignet sind. Hauptgründe dafür sind folgende:

- Ungenügende Verschleissfestigkeit (15, 21, 24, 35, 36, 38, 39, 41, 43, 44, 45, 53, 54, 58).
- Mangel an Daten über das Formverhalten (45, 46, 59).
- Unsicherheiten in Bezug auf die marginale Adaptation wegen der beschränkten Anwendungsmöglichkeit der Schmelzätztechnik und Schwierigkeiten bei der Verarbeitung (3, 4, 5, 22, 23, 36, 45, 53, 55, 56, 59).
- Fehlende oder zu geringe Röntgenopazität (1, 2, 7, 8, 55).
- Unbefriedigende Oberflächeneigenschaften (11, 14, 37).

Von diesen konventionellen Konstruktionen unterscheiden sich die M i k r o - f ü l l e r - K o m p o s i t s . Diese sind dadurch gekennzeichnet, dass die mittlere Teilchengrösse der beigemischten Partikel im Vergleich zu der von konventionellen Füllern rund 125 bis 150 mal kleiner ist und vorzugsweise 40 nm beträgt. Der anorganische Füllstoffgehalt im Form von Mikrofüller im erhärteten Zustand des Komposits macht mindestens 50 Gewichtsprozent aus (47).
Die Zumischung der Mikrofüller zur Vernetzermatrix kann einerseits direkt k o l l o i d a l erfolgen; das heisst die Mikrofüller werden wie die anorganischen Füller bei konventionellen Komposits silanisiert und mit den Monomeren vermischt. Häufig muss aber ein anderer Weg begangen werden: mit Mikrofüller angereichte Kunststoffe werden vom Hersteller polymerisiert und zu Partikeln verarbeitet, welche als Vorpolymerisat bezeichnet werden. Diese in Splitter- oder Perlform vorliegenden Partikel werden ihrerseits mit Kunststoffen vermischt

um eine verarbeitbare Paste zu erhalten (29, 30, 37, 47). Beide Mikrofüller-Zumischungsarten können auch zusammen vorkommen. Derartige Konstruktionen erweisen sich als polierbar, zeigen eine klinisch glatte Oberfläche und eine deutlich erhöhte Verschleissfestigkeit (17, 18, 33, 34, 35, 48, 49).
Eine weitere Gruppe bilden die g e m i s c h t a u f g e b a u t e n oder h y b r i d e K o m p o s i t s : diese Konstruktionen sind eine Art Zwitter zwischen konventionellen Komposits und Mikrofüller-Komposits; sie haben eine mit Mikrofüller verstärkte organische Matrix und, mit dieser durch Silanisierung verbundene, anorganische Makrofüller. Dieser Konstruktionstyp ist weniger gut polierbar und deshalb als Frontzahnkomposit uninteressant. Wegen der Verschleissfestigkeit und der Möglichkeit röntgenopake Partikel beizumischen ist diese Gruppe als Seitenzahnkomposit vielversprechend.

Ziel dieser Arbeit war die Verschleissfestigkeit und die Röntgenopazität von zwei experimentellen rein kolloidal gefüllten Mikrofüller-Komposits, und einem hybriden Komposit in vivo zu bestimmen. Diese wurden mit einem Mikrofüller-Komposit (Splittervorpolymerisat) und mit Amalgam verglichen. Ferner wurde das Adaptationsvermögen und die Polierbarkeit dieser drei Versuchsmaterialien an Hand von in vitro Untersuchungen im Vergleich zu anderen Kompositkonstruktionen beurteilt.

2. MATERIAL UND METHODE

2.1 MATERIAL

ISOMOLAR(A) und ISO-N-18(A) sind selbsthärtende, rein kolloidal gefüllte, experimentelle Mikrofüller-Komposits. Als Vernetzermatrix wird bei beiden Materialien Urethan-Dimethakrylat verwendet. Bei ISOMOLAR wurden circa 25 Gew. % und bei ISO-N-18 mehr als 70 Gew. % Mikrofüller, in der Grössenordnung von 40-400 nm, kolloidal beigemischt. Als Versiegler wurde Contact-Resin(A) genommen, ein Haftvermittler (Bonding Liquid) aus Urethan-Dimethakrylat.
P-10(B) ist im Prinzip ein hybrides Komposit, das 86.5 Gew. % anorganische Füllstoffe enthält. Beim Füller handelt es sich vorwiegend um Alpha-Quarz, wobei grossen Wert auf die gleichmässige Partikelverteilung gelegt wird. Zwei Prozent des anorganischen Füllstoffes werden als Mikrofüller zur Einstellung der Viskosität der Kunststoffmatrix zugegeben. Die Kunststoffmatrix besteht aus 50 % BIS-GMA und 50 % TEDMA. Als Versiegler wurde hier Concise-Enamel Bond R(B) verwendet. Im in vivo Verschleissversuch wurden diese Materialien mit Daten von grossen, okklusionstragenden Füllungen aus DISPERSALLOY(C), einem kupferreichen, gamma-2-freien Amalgam und SILAR(B), einem Mikrofüller-Komposit mit splitterförmigem Vorpolymerisat, verglichen.

In den in vitro-Versuchen dienten ADAPTIC(C), ein konventionelles Standard-Komposit, SILAR und ESTIC-MF(D), zwei Mikrofüller-Komposits mit splitterförmigen Vorpolymerisat als Referenzmaterialien (Tabelle 1).

2.2 VERSCHLEISSFESTIGKEITSMESSUNGEN, ROENTGENOPAZITAET

35 Patienten im Alter zwischen 18 und 34 Jahren dienten als Probanden für die klinischen Untersuchungen. Für die Aufnahme in den Versuch mussten folgende Bedingungen erfüllt sein:

- Lückenfreies, parodontal gesundes Gebiss mit physiologischer Zahnbeweglichkeit.
- Unauffällige Interkuspidation und beidseitig normale Kaufunktion.

- Kariöse Läsionen oder alte ungenügende Füllungen an den Zähnen 36, 37, 46 oder 47, zu deren Versorgung eine Klasse II Füllung indiziert war.
- Keine Kronen an den Antagonisten der Versuchszähne: nur natürliche Antagonisten, die einen Kontaktpunkt mit den Versuchsfüllungen ermöglichten.

Die Patienten wurden zuerst von einer Dentalhygienikerin vorbehandelt. Die erste Sitzung umfasste Mundhygieneinstruktion und Motivation, Zahnsteinentfernung, Zahnreinigung, Entfernung von marginalen Irritationen und Herstellung von Bissflügelaufnahmen.

In einer zweiten Sitzung wurden von den Unterkiefern Abdrücke für Studienmodelle genommen und die Testzähne fotographisch dokumentiert. Die Patienten wurden dem Zufall entsprechend in drei Gruppen unterteilt und gemäss Tabelle 2 mit den entsprechenden Materialien versorgt.

Alle Kavitäten wurden modifiziert nach Black präpariert, wobei auf weiche, runde, kompositgerechte Konturübergänge und rechtwinklig finierte Schmelzränder geachtet wurde. Auf die Schmelz-Aetz-Technik wurde verzichtet. Es wurden Stahl-Matrizen benutzt, die interdental energisch verkeilt wurden. Als Unterfüllung wurde Reolit$^{R(A)}$ in einer dünnen Schicht benützt. Nach Applikation eines Versiegler-Vorstriches und anschliessendem leichten Ausblasen, um Lackentropfenbildungen in Ecken und Kanten zu vermeiden, wurden die Testkomposits nach einer Anmischzeit von 30 Sekunden in die Kavitäten eingebracht. Bei ISOMOLAR geschah dies mit dem Spritz-Kapsel-System. Bei ISO-N-18 und P-10 wurde das Komposit mit einem Spatel in kleinen Portionen in die Kavität gebracht und mit einem Metall-, resp. Teflonins trument gestopft.

Das Komposit wurde anschliessend mit einer Polyesterfolie abgedeckt und digital komprimiert. ISO-N-18 wurde unter einer aminhaltigen Vaseline, 'Liquid Strip' genannt, gehärtet. Diese Vaseline sollte die Polymerisationshemmung durch Luftsauerstoff verhindern. Nach einer Härtungszeit von 6 bis 8 Minuten wurden Folie und Matrize entfernt und 15 Minuten nach Beginn des Anmischens wurden die Kunst-

stoff-Füllungen konturiert. Das Ausarbeiten geschah mittels speziell entwickelten feinen und feinsten Diamantschleifern(E). Approximal wurden auch Discs(F) und Strips(G) verwendet.

Die Okklusalflächen der Restorationen wurden dabei so finiert und poliert, dass die Patienten in zentrischer Relation, vorkontaktfrei, eine maximale Interkuspidation aufwiesen sowie in ihren Seit- und Vorbissbewegungen interferenzfrei waren. Die mit Farbbändern markierten okklusalen Kontakte, die aus messtechnischen Gründen, jeweils genau an den tiefsten Punkt einer Fossa gelegt worden waren, wurden bei Versuchsbeginn sowie bei den späteren Abdrucknahmen fotografisch dokumentiert. Ebenfalls wurden, zur Beurteilung der Röntgenopazität, von den Testfüllungen Bissflügelaufnahmen hergestellt.

Für die quantitative Beurteilung der Verschleissfestigkeit der Test-Komposits ISOMOLAR, ISO-N-18 und P-10 wurde die von Meier (32) und Mc Dermott (28) beschriebene profilometrische Messmethode angewandt. Dazu wurde ein Oberflächenrauheitsabtastgerät(H), welches auf einem X-Y Schreiber(I) in der Vertikalen eine 175 fach und in der Transversalen eine 20 fach vergrösserte Aufzeichnung des okklusalen Füllungsprofils erlaubte, verwendet. Als Anfangsbefund wurde der Zeitpunkt 30 Tage nach Legen der Füllung gewählt. Weitere Abdrucknahmen erfolgten 120 und 210 Tage nach dem Legen bei ISO-N-18 und P-10 , sowie 210 und 390 Tage nach dem Legen der ISOMOLAR-Füllungen. Um eine möglichst exakte Reponierung der zu verschiedenen Zeitpunkten hergestellten Modelle in der Messeinrichtung zu gewährleisten, wurde für die Horizontaljustierung die durch die natürlichen, intakten Höcker definierte Ebene genommen. Für die Orientierung in der Transversalen wurden mit einer ultrafeinen, diamantierten Kugel dellenförmige Markierungen im Schmelz der Höckerabhänge angebracht. Bei jeder Abdrucknahme wurden mit einer Silikonabformmasse(K) vier Abdrücke genommen. Je zwei dienten zur Herstellung von verkupferten Modellen für die Verschleissmessungen bzw. Replikas aus Eponharz(L) für die REM-Auswertung. Eine Woche

nach dem Legen wurden ebenfalls 2 Abdrücke für die qualitative REM-Auswertung genommen.

2.3 MARGINALE ADAPTATION VON IN VITRO MOD - FUELLUNGEN

In einem in vitro Versuch wurden, in grosse untere Weisheitszähne, unter steter Wasserberieselung, mittels Turbine(M) und eines umgekehrt kegelförmigen Präparierdiamanten(10) möglichst grosse und in der Form identische MOD Kavitäten geschnitten. Die konventionellen Kastenpräparationen wurden mit Wolfram-Karbid-Finiern(O) und Handinstrumenten(P) finiert und nach Applikation eines Versieglers(Q) mit den verschiedenen Komposits einzeitig und zweizeitig, bzw. nach der üblichen Technik mit Amalgam gefüllt. Auf Schmelzätzung wurde verzichtet. Pro Material und Applikationstechnik wurden mindestens 6, in der Regel 7 Testfüllungen gemacht.

Bei einzeitig gelegten Füllungen wurde das Komposit nach einer Anmischzeit von 30 Sekunden mit einem Wironit-Spatel in die Kavität eingebracht und gestopft, mit einer Polyesterfolie abgedeckt und unter digitaler Kompression während fünf Minuten polymerisiert. Bei den zweizeitig applizierten Füllsystemen wurden primär die approximalen Kästen bis auf Höhe des okklusalen Kavitätsbodens gefüllt. Als Stopfinstrumente dienten formlich mit Amalgamkondensatoren identische Spezialinstrumente aus Delrin oder Teflon. Nach einer Wartezeit von fünf Minuten wurde der Rest der Kavität nach dem oben beschrieben Kompressionsverfahren gefüllt. Nach der Polymerisation wurden die Testzähne in Wasser gelagert.

30 Minuten ab Beginn des Anmischens wurden mit Präparierdiamanten die gröbsten Ueberschüsse enfernt und die Okklusalflächen getrimmt. Die Approximalflächen wurden unter stetem Wasserspray mit 3 M Discs(R) ausgearbeitet und unmittelbar darauf für die elektronenoptische Analyse mit einer Silikonabformmasse(K) repliziert.

Die Beurteilung der M i k r o m o r p h o l o g i e der Füllungsränder er-

folgte bei 400 facher Vergrösserung quantitativ nach dem von Lutz (27) beschriebenen Verfahren. Die totale Länge des approximalen Kavitätenrandes wurde in fünf Abschnitte eingeteilt. Strukturell identische Teilstrecken in diesen Abschnitten wurden nach den Qualitäten 'Randspalt', 'Unterschuss','Ueberschuss' und 'Perfekter Rand' in Prozent der vollen Abschnittslänge gewertet.
Die Dichtigkeit des Randschlusses wurde mit einem Farbstoffpenetrationsverfahren untersucht. Die Testzähne wurden jeweils 20 Stunden in eine 0.5 prozentige, wässerige, basische Fuchsin-Lösung gelegt. Die Wertung erfolgte nach der in Tabelle 3 aufgeführten Graduierung an den durch einen Sagittalschliff gewonnenen Zahnhälften.

2.4 POLIERBARKEIT

In einem in vitro Versuch wurden die drei Testmaterialien ISOMOLAR, ISO-N-18 und P-10 nach verschiedenen Ausarbeitungsverfahren beschliffen und die erzeugten material- und verfahrensspezifischen Oberflächenrauheiten mit jenem von einem Standardkomposit (ADAPTIC) und zwei Mikrofüller-Komposits (SILAR und ESTIC-MF) verglichen. Von den in der Tabelle 1 aufgeführten Komposits wurden je fünf zylindrische Testkörper mit einem Durchmesser von 7 mm und einer Höhe von 5 mm hergestellt und in Linie, äquiplan auf einen Metallträger montiert. Ausgangswert für sämtliche Bearbeitungstests war eine maschinell erzeugte Oberfläche, die sogenannte Standardbearbeitung: Dazu wurden jeweils die 5 identischen Komposit-Proben, blockweise zuerst mit 400-Grit-Schleifpapier und anschliessend mit 600-Grit-Schleifpapier feucht bearbeitet.
Ausgehend von dieser standardisierten Oberfläche wurden die Proben unter steter Wasserberieselung mit zunehmend feineren Schleifkörpern nach der in Tabelle 4 aufgeführten Gruppeneinteilung und Reihenfolge primär angerauht und anschliessend wieder geglättet. Die Oberflächenrauheit wurde durch Messung des Ra-Wertes erfasst. Mit 6 Messungen pro Kompositscheibe und 5 Proben pro Komposit ergaben sich, bei einer zweimaligen Durchführung der Versuche, total 60 Messungen für

die Bestimmung der material- und verfahrenspezifischen Oberflächenrauheit. Zur Berechnung der maschinell erzeugten, standardisierten Oberflächenrauheit, wurden 90 Messungen berücksichtigt.

2.5 AUSARBEITBARKEIT

In einem weiteren in vitro Versuch wurden je 12 Klasse I-Füllungen ohne Schmelzätzung aus ISOMOLAR, ISO-N-18 und P-10 mit deren homologen Versieglern gelegt und einheitlich 15 Minuten nach Anmischen des Komposits, nach Zufall bestimmt, in 2 Gruppen von je sechs eingeteilt. Die erste Gruppe wurde mit grünen und weissen Steinen$^{(S)}$/Winkelstück ausgearbeitet und die zweite Gruppe mit natürlichen Diamanten feiner und ultrafeiner Körnung$^{(E)}$ konturiert und finiert. Sofort nach dem Ausarbeiten wurden entsprechend der oben beschrieben Methode Replikas genommen, welche anschliessend bei 280-facher Vergrösserung im REM bezüglich Mikromorphologie des Füllungsrandes quantitativ analysiert wurden. Die Wertungskriterien waren 'Randspalt' (RS), 'Perfekter Rand' (PR), 'Schmelzrandfraktur' (SRF) und 'Füllungsrandfraktur' (FRF).

3. RESULTATE

3.1 VERSCHLEISSFESTIGKEIT

Die Ergebnisse der in vivo Verschleissmessungen von ISOMOLAR, ISO-N-18 und P-10 sind, nach Abrasion und Demastikation(T) getrennt, in den Tabellen 5-10 und den Abbildungen 1-5 dargestellt. Als Vergleichswerte dienten Resultate früherer Studien, welche mit Amalgam und Silar unter gleichen Bedingungen, mit derselben Apparatur durchgeführt wurden. Die verschiedenen Verschleisswerte wurden mit einer Einweg-Varianzanalyse mit Hilfe des SPSS-Programmes(U) statistisch untersucht. Anschliessend wurden die signifikanten Unterschiede mittels paarweiser Vergleiche nach Scheffé (42) ermittelt.

Sie sind in den Tabellen 11-12 dargestellt.

Nach 3 Monaten wurden weder im Abrasions- noch im Demastikationsbereich signifikante Underschiede gefunden. Nach einer Tragzeit von 6 Monaten waren die Unterschiede in der Abrasion wie in der Demastikation signifikant. Vor allem zeigten ISO-N-18, P-10 und SILAR gegenüber Amalgam sowie ISOMOLAR gegenüber ISO-N-18 signifikante Unterschiede. Im Demastikationsbereich waren die Testkomposits signifikant verschieden von Silar, nicht aber gegenüber Amalgam. Nach 12 Monaten zeigte ISOMOLAR gegenüber Amalgam in der Abrasion signifikante und in der Demastikation hoch signifikante Unterschiede.

Bei der qualitativen Verschleissanalyse im REM konnte folgendes festgestellt werden: ISOMOLAR und ISO-N-18 sind auf Grund ihres Aufbaus bis in den Mikrobereich homogen: absolut glatte, weitgehend strukturlose, sowie bei Zweikomponentensystemen von Poren durchsetzte Füllungsoberflächen prägten das Bild und entsprachen den Erwartungen (Abb.6). Bei ISOMOLAR wurde im Demastikationsbereich ein gleichmässiger Substanzverlust beobachtet. In den Attritionszonen bildeten sich regelmässig Schliffacetten (Abb.7). In der Peripherie dieser Kontaktpunktareale waren durchweg Risse und Spalten zu sehen (Abb.8). In Oberflächenbezirken mit maximaler Attritionsbelastung wurden ganze Füllungsstücke herausgesprengt

oder nach dem Zusammenfliessen der Risse herausgebrochen.

ISO-N-18 hat sich im Demastikationsbereich ebenfalls kaum verändert: abgesehen von recht vielen Luftblasen, die sich auf das Anmischen zurückführen lassen, präsentierte sich eine glatte Oberfläche, auch nach 7 Monaten Tragdauer. In einem Fall wurden nach 4 Monaten Tragdauer in der Demastikationszone Kratzer festgestellt, die vermutlich funktionell durch sehr harte Speisen verursacht worden waren. Es ist interessant festzustellen, dass im weiteren Verlauf des Experimentes die Konturen dieser Kratzer nur wenig an Schärfe verloren haben, was auf einen geringen Substanzverlust im Demastikationsbereich hinweist.

Im Attritionsbereich präsentierte sich im Allgemeinen eine Woche nach dem Legen der Füllung eine glatte Oberfläche (Abb.9), doch bereits nach einem Monat Tragdauer stellte man deutliche Einbrüche fest (Abb.10), welche sich im Laufe der Zeit verstärkten (Abb.11). In manchen Fällen sah man bereits nach einer Woche Tragdauer Sprünge, welche sich mit zunehmender Tragdauer auch noch verstärkten. Ebenso fanden sich regelmässig Sprünge in der Nachbarschaft der Abrasionszone. Ferner liessen sich Sprünge relativ weit weg von der Abrasionszone feststellen. Am Rand konnte man bereits nach einer Woche Tragdauer feine Spaltbildungen sehen (Polymerisationsschrumpfung ?), welche sich im Laufe der Tragzeit im allgemeinen vergrösserten. Wurde die Füllung über die Präparationsgrenze extendiert, so brachen die Federränder ab (Abb.12).

P-10 Füllungen zeigten im Demastikationsbereich eine für konventionelle Komposits erstaunlich homogene, glatte Oberfläche mit kaum identifizierbaren Konstruktionselementen (Abb. 13). Im Attritions- sowie im Demastikationsbereich war jedenfalls ein Substanzverlust feststellbar: eine deutliche Stufe hatte sich zwischen Schmelzoberfläche und Füllungsoberfläche gebildet (Abb.15).

3.2 ROENTGENOPAZITAET

Abbildungen 16-18 zeigen die Röntgenopazität von ISOMOLAR, ISO-N-18 und P-10 im Vergleich zu Amalgam.

3.3 MARGINALE ADAPTATION

Das Adaptionsvermögen der Testmaterialien kann an Hand der Tabelle 13 beurteilt werden.

3.4 AUSARBEITBARKEIT

Die Tabelle 14 und die Abbildungen 19 und 20 geben die Ausarbeitbarkeit wieder.

3.5 POLIERBARKEIT

Die Polierbarkeit ist in Abbildung 21 und in Tabelle 15 dargestellt.

4. DISKUSSION

4.1 VERSCHLEISSFESTIGKEIT

4.1.a METHODE

Das beschriebene Verfahren zur Bestimmung der Verschleissfestigkeit von Füllungsmaterialien in vivo hat sich als brauchbar erwiesen: eine Messung des materialspezifischen Verschleisses war möglich. Dank dem kleinen systembedingten Fehler von nur 6.5 µm erwies sich die Methode als ausreichend exakt (32). Leider gibt dieses Verfahren nur beschränkte Information. Der Verschleiss wird nur an zwei Punkten der Füllung gemessen: für die Abrasion wird ein absoluter Maximalwert bestimmt, für die Demastikation ein zufälliger relativer Wert. Immerhin sind die Aussagen eindeutig quantifiziert im Gegensatz zu den qualitativen Angaben, die man gemäss USHPS Kriterien (10) durch Erhebung mit dem Spiegel und der Sonde erhält. Die hier benutzte Messmethode ist ferner weniger aufwendig als das von Roulet beschriebene ebenfalls quantitative Verfahren (36, 52). Die Entwicklung eines Messverfahrens, das den Substanzverlust mit der gleichen Genauigkeit an möglichst vielen Punkten der Füllungsoberfläche und möglichst dreidimensional als Volumen erfasst, wäre wünschenswert. Mit vergleichenden Verschleissfestigkeitsmessungen wurde, wie bei anderen Autoren (27, 33, 34), erst 30 Tage nach Legen der Restorationen begonnen. Bei Komposits können sich nämlich in den ersten Tagen nach Legen der Füllung recht unterschiedliche, zum Teil extreme Substanzverluste ergeben, die bei Amalgamfüllungen nie beobachtet wurden. Auf Grund der für Amalgam- und Kompositfüllungen unterschiedlich gehandhabten Ausarbeitungstechniken kann angenommen werden dass Kompositfüllungen unmittelbar nach dem Ausarbeiten stärkere Kontakte als Amalgamfüllungen aufweisen. Bei Amalgamfüllungen wird wegen der Frakturgefahr unmittelbar nach dem Stopfen oft etwas zuviel Material weggeschnitzt oder später bei der Politur abgetragen. Es war deshalb sinnvoll, mit vergleichenden Verschleissmessungen erst 30 Tage nach

Legen der Restorationen zu beginnen, um die durch unterschiedliche Kontaktintensität bedingten Auswirkungen auf das Okklusalrelief der Füllungen nach Möglichkeit zu eliminieren.

4.1.b RESULTATE

Die Effekte, die im Bezug auf Verschleissfestigkeit mit der Armierung einer Vernetzermatrix durch kolloidale Beimischung von Mikrofüllern erzielt werden können, sind aus den Resultaten von ISOMOLAR ersichtlich. Die Homogenität eines derartig aufgebauten Komposits bleibt auch unter in vivo Belastungen erhalten. Eine Auftrennung in organische und anorganische Strukturelemente ist nicht feststellbar. Die Verschleissfestigkeit von Amalgam wurde jedoch nicht erreicht. Hauptgründe dafür dürften der relativ geringe Gehalt an anorganischen Füllern und die reichlich vorhandenen Poren sein. Die im Demastikationsbereich beobachteten Substanzverluste sind auf einen gleichmässigen, doppelt so rasch wie bei Amalgam fortschreitenden Materialabrieb zurückzuführen. Auf Grund der Wulst- und Rissbildungen in den Randbezirken der Schlifffacetten ist anzunehmen, dass in den Attritionszonen zusätzlich eine ungenügende Formstabilität zu vertikalem Höhenverlust führte. Eine Konstruktion vom Typ des ISOMOLARS zeigt offenbar zumindest bei der Art der verwendeten Vernetzer und der beobachteten Porendichte keine ausreichende Steifigkeit. Eine Frakturhäufigkeit von 30 % innerhalb einer Tragzeit von nur 6 Monaten ist eindeutig zu hoch. Ein auf dieser Basis zu entwickelndes verschleissfesteres Komposit müsste durch weitere Konstruktionselemente, zum Beispiel einen höheren Mikrofüllergehalt, verstärkt werden. Anhand der vorliegenden Verschleissdaten scheint die Armierung der organischen Matrix mit direkt beigemischten Mikrofüllern, einen der schwerwiegendsten Schwachpunkte der konventionellen Komposits weitgehend eliminiert zu haben.
Vergleicht man die beiden homogen gefüllten Materialien ISOMOLAR und ISO-N-18, so fällt auf, dass nach 6 Monaten Tragzeit das höher gefüllte ISO-N-18 in Bezug auf Abrasion deutlich schlechter abschneidet.

Vergleicht man die Werte der Demastikation, so sind jene von ISO-N-18 tendenziell etwas besser. Im Vergleich mit anderen autopolymerisierenden mikrogefüllten Komposits mit Splittervorpolymerisat, wie zum Beispiel SILAR, ist das Abrasionsverhalten von ISO-N-18 etwa gleich schlecht oder sogar schlechter. Die Demastikation scheint aber besser zu sein als bei den konventionell aufgebauten Mikrofüller-Komposits. Die sehr hohen Abrasionswerte zeigen, dass das Material den Kaukräften nicht standhält. Die Entstehung der bereits nach einem Monat Tragdauer deutlich sichtbaren Einbrüche scheint wie folgt vorsichzugehen: zuerst bildet sich eine Abrasionsfacette, in deren Zentrum sehr bald der Einbruch stattfindet. Das Material bricht blockweise heraus. ISO-N-18 erscheint zu spröde. Auch die frakturierten Federränder sprechen für eine ausgesprochene Sprödigkeit. Da keine Füllerpartikel durch den Kaudruck infolge Phasentrennung herausgelöst werden können liegt die Vermutung nahe, dass nun die Kunststoffkomponente sich als ungenügend resistent erweist.

Die Verschleissfestigkeit von P-10 erlaubt nicht, dieses Material zur Versorgung von klassischen okklusionstragenden Füllungen zu verwenden. Der Substanzverlust beschränkt sich nicht nur auf die obersten Schichten, sondern scheint mit der Zeit weiter in die Tiefe zu gehen. In der Attritionszone gilt vor allem die Verbindung organische Matrix - anorganische Füller als Schwachpunkt: durch selektiven Verlust der organischen Matrix werden die anorganischen Füller entblösst und gehen allmählich verloren (Abb.14). Die hohe Demastikationswerte sind als ungünstig zu betrachten.

4.2 ROENTGENOPAZITAET

Aus diagnostischen und parodontalprophylaktischen Gründen sind nur röntgenopake Komposits als Amalgamersatz denkbar (1, 2, 7, 8). Bei einem Füllsystem, das zweizeitig verarbeitet werden soll, hat mindestens die stopfbare, für die 'initiale Approximalfüllung' bestimmte Komponente diese Bedingung zu erfüllen. Die inneren und äusseren Konturen der Füllung müssen für die Erkennung von Sekundärkaries, Imperfektionen und vor allem von Ueberschüssen klar abgrenzbar sein. Die Materialien ISOMOLAR, ISO-N-18 und P-10 sind alle röntgennegativ und deshalb schon allein aus diesem Grund als Amalgamersatz nicht geeignet.

4.3 ADAPTATIONSVERMOEGEN

Die negativen Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung manifestieren sich mit zunehmender Füllungsgrösse deutlicher: die Randspalten werden breiter. Aus anatomischen, geometrischen und applikationstechnischen Gründen sind bei MOD - Füllungen im Bereich der approximalen Füllungsränder, insbesondere an deren horizontalen, supragingivalen Stufen, bei üblicher Fülltechnik Imperfektionen zu erwarten (3, 4, 5, 23). Die Füllungsrandanalyse musste sich deshalb auf die Approximalflächen konzentrieren. Das Adaptationsvermögen von ESTIC-MF und ADAPTIC sowie von AMALGAM wurde zuerst mit einer einfachen einzeitigen Fülltechnik überprüft. Der erreichte Perfektionsgrad ist bei den drei Materialien unbefriedigend: in vivo müsste zervikal mit deutlichen Randspalten und erheblichen Imperfektionen gerechnet werden. Bei Anwendung der zweizeitigen Fülltechnik lässt sich bei den beiden Komposits eine deutliche Qualitätssteigerung erzielen (26). Durch eine etappenweisse Insertion und Polymerisation von kleinen Kompositmengen lässt sich das Schrumpfvolumen der vorhandenen Portionen laufend ausgleichen (55). Dabei ist entscheidend, dass die Polymerisationsschrumpfung der 'initialen Approximalfüllung' wegen des grossen Oberflächen-Volumen Verhältnisses weitgehend von der freien Oberfläche her kompensiert wird: die empfindlichen Schmelz-

bezirke können bei Verzicht auf die Schmelzätztechnik maximal geschont werden (3, 4).

Die marginale Adaptation von ISOMOLAR ist mit Amalgam und Adaptic vergleichbar; es fliesst jedoch besser aus als das ESTIC-MF Pasten-Pasten System. Hauptproblem scheint die deutlich in Erscheinung tretende Polymerisationsschrumpfung zu sein, deren sekundäre Kompensation aber durch Wasseraufnahme möglich ist. Werden solche Füllungen jedoch wie üblich unmittelbar nach dem Legen ausgearbeitet, so sind die Schmelzränder wegen der fehlenden Schienung exponiert: rauhe Ausarbeitungsinstrumente verursachen irreversieble Schäden (vergl. Tabelle 14: ISOMOLAR G-St/W-St - SRF).

Die gegenüber ISOMOLAR erzielten Fortschritte sind bei ISO-N-18 eindeutig. Das Adaptationsvermögen von ISO-N-18 bei einzeitiger Applikation darf im Vergleich zu akzeptierten Komposits wie ADAPTIC (PR = 20.8 %), ESTIC-MF (PR = 2.1 %) oder SILAR (PR = 41.6 %) als günstig bezeichnet werden. ISO-N-18 adaptiert sich rund 3 mal so gut wie das Standard-Amalgam DIPERSALLOY (PR 20.5 %). Ob die damit erreichbare Randqualität die Anforderungen, die an einen Amalgamersatz zu stellen sind, erfüllt, ist objektiv nicht beurteilbar. Im Vergleich zu einem experimentellen, schrumpfungsfreien Komposit, wie zum Beispiel $B1^{(V)}$ (PR = 95.0 % bei einzeitiger Fülltechnik), ist die Güte des Randschlusses eher bescheiden (20). Die zweiseitige Applikationstechnik bringt auf Grund der Materialkonsistenz, ähnlich wie bei ISOMOLAR und SILAR keine wesentliche Verbesserung der Randqualität. Die limitierenden Faktoren sind die Klebrigkeit und die Unmöglichkeit das Material in den proximalen Kästen zu kondensieren. Die deutliche Verbesserung der marginalen Adaptation durch eine zweizeitige Applikation beruht bei ESTIC-MF (PR = 96.1 %) und bei ADAPTIC (PR = 83.2 %) auch auf deren zum Teil guten Stopfbarkeit.

Der hohe Farbstoffpenetrationsquotient der einzeitigen Fülltechnik bei ISOMOLAR und ISO-N-18 bedeutet, dass unter solchen Füllungen eine nahezu ungehemmte Per-

kolation besteht; das Legen einer Unterfüllung ist allein aus diesem Grund unumgänglich. Zweizeitig gefüllte Füllungen sind etwas dichter: der Farbstoff dringt nur bis zur Mitte der horizontalen Stufe ein.

Bei der einzeitigen Fülltechnik zeigt die Adaptation von P-10 und SILAR recht günstige Resultate im Vergleich zu denen von ESTIC-MF und ADAPTIC. Bei zweizeitigem Füllen sind die Resultate von P-10 und SILAR nicht besser. Dies könnte auf der eher zähen Konsistenz, welche das Kondensieren der ersten Portion im approximalen Kasten entschwert, zurückzuführen sein.

4.4 AUSARBEITEN

Wie wiederholte klinische Erfahrungen gezeigt haben, lassen sich Klasse II-Füllungen aus Mikrofüller-Komposits mit Grünen und Weissen Steinen innert nützlicher Frist und ohne destruktieve Wirkungen auf Pulpa und Schmelz nicht ausarbeiten (16, 31). Als Notlösung werden deshalb dazu immer wieder Präparationsdiamanten verwendet. Die dabei gesetzten Schäden am Schmelz sind jedoch erheblich und irreversibel (16, 25, 31, 40, 55). Es wurden deshalb feine und ultrafeine Diamantschleifkörper entwickelt, die für die Konturierung und Feinausarbeitung der Mikrofüller-Komposits geeignet sind (25, 26).

Bei allen Materialien wirkt sich beim Ausarbeiten die richtige Instrumentenwahl positiv auf die Randqualität der fertigen Füllung aus: die H-40/H-15 sind weniger destruktiv als die Grünen und Weissen Steine. Schonungsvoll mit H-40/H-15 ausgearbeitete okklusale ISOMOLAR und ISO-N-18 Füllungen sind solchen aus SILAR überlegen, solchen aus ESTIC-MF und ADAPTIC ebenbürtig. Die Randqualität von ausgearbeiteten P-10 Füllungen ist, auch mit H-40/H-15 Schleifkörpern, weitgehend ungenügend. Vor allem der Anteil an Randspalten und Schmelzrandfrakturen ist sehr hoch: in vivo sind deshalb Randverfärbungen zu erwarten.

4.5 POLIERBARKEIT

Die mit der Standardbearbeitung erzielbare Oberflächenglätte von ISOMOLAR und ISO-N-18 liegt im Bereich von anderen Mikrofüller-Komposits. ISO-N-18 reagiert empfindlich auf die Bearbeitung mit Präparierdiamanten. Der Grüne Stein erzeugt, ISO-N-18 und P-10 ausgenommen, an sämtlichen geprüften Komposits eine meist deutlich rauhere Oberfläche als H-40. Die Bearbeitung mit H-15 an Stelle von Weissen Steinen ist bei den evaluierten Mikrofüller-Markenprodukten indiziert. Bei sämtlichen Versuchskomposits sind die Unterschiede aber gering. In vivo dürfte das Ausarbeiten und die Politur von ISOMOLAR und ISO-N-18 keine Probleme bieten.

P-10 erreicht bei der Standardpolitur eine eher erstaunliche Glätte. Das Material scheint aber auf Präparierdiamanten empfindlich zu reagieren. Beim ausarbeiten mit Grünen oder Weissen Steinen scheinen die weicheren anorganischen Füllerpartikel abradiert oder abgeschliffen und nicht, wie bei konventionellen Komposits, herausgeschlagen zu werden.

5. KLINISCHE BEDEUTUNG DER RESULTATE

Obwohl es wünschenswert wäre, auch im Seitenzahnbereich zahnfarbene Füllungsmaterialien zu besitzen - vor allem, weil dies von den Patienten nach wie vor verlangt wird - sind, auf Grund dieser Resultate, Komposit-Füllungen für den Seitenzahnbereich eindeutig kontraindiziert.

Obwohl deutliche Unterschiede zwischen den 3 untersuchten Kompositmaterialien bestehen, lässt sich keines zur Anwendung für Klasse II-Füllungen empfehlen. ISOMOLAR, das zwar im Bezug auf das Abrasionsverhalten günstige Werte zeigte, schnitt klinisch mit einer Frakturhäufigkeit von 30 % innerhalb einer Tragzeit von 6 Monaten am schlechtesten ab. ISO-N-18 zeigte die höchsten Abrasionswerte, wobei an den Abrasionsstellen Material blockweise herausbrach. Die reichlich vorhandenen Poren, die auf das fast unmögliche Anmischen zurückzufuhren sind, könnten auch dazu beigetragen haben. Der Verschleiss von P-10 war immerhin noch doppelt so gross wie von Amalgam und zeigte nach 6 Monaten eine deutliche Stufe zwischen Schmelzoberfläche und Füllungsoberfläche. Für Füllungen im Seitenzahnbereich bleibt Amalgam nach wie vor das Material der Wahl. Die vorliegenden Resultate haben gezeigt, dass sich z.Z. weder die verfügbaren hybriden noch mikrogefüllten Komposits für die Versorgung von Klasse II- Kavitäten eignen.

Auf Grund der vorliegenden Resultate ist zu befürchten, dass Komposits, deren organische Matrix sich von Bowen-Harz ableiten lässt generell im Seitenzahnbereich versagen. Man kann daher vermuten dass zum erreichen der hohen Anforderungen an Seitenzahnkomposits grundlegend neue Wege beschritten werden müssen.

Nicht nur die Verschleissfestigkeit sondern auch die Verarbeitung, Insertionsmethode, Adaptation- und Randschlussverhalten sowie die Ausarbeitungstechnik sollten weiter optimiert werden. An der Forderung nach einer für die Erkennung von approximalen Ueberschüssen ausreichenden Röntgenopazität ist aus parodontalprophylaktischen Gründen ebenfalls festzuhalten.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Zwei selbsthärtende, homogene, rein kolloidal gefüllte Mikrofüller-Komposits auf Basis von Urethan Dimethakrylat, ISOMOLAR (25 Gew. % Mikrofüller) und ISO-N-18 (70 Gew. % Mikrofüller) wurden zusammen mit einem hybriden Komposit P-10 in vivo auf Verschleissfestigkeit und Röntgenopazität sowie in vitro auf Adaptationsvermögen und Polierbarkeit untersucht. Die in der Vertikalen an okklusionstragenden Klasse II-Füllungen nach einer Tragzeit von 6 Monaten gemessenen S u b s t a n z v e r l u s t e betrugen im Abrasionsbereich bei ISOMOLAR (N = 10) 34 ± 13 µm ($\bar{x} \pm s$), bei ISO-N-18 (N = 14) 82 ± 44 µm und bei P-10 (N = 11) 55 ± 37 µm, bei SILAR 66 ± 3 µm und bei AMALGAM : 25 ± 14 µm. Im Demastikationsbereich wurden folgende Verschleisswerte gefunden: ISOMOLAR : 18 ± 11 µm, ISO-N-18 : 10 ± 17 µm, P-10 : 17 ± 19 µm, SILAR 43 ± 2 µm und Amalgam 8 ± 6 µm.

Die drei Versuchsmaterialien sind r o e n t g e n n e g a t i v und deshalb aus diagnostischen und parodontalprophylaktischen Gründen als Amalgamersatz nicht geeignet.

Das A d a p t a t i o n s v e r m ö g e n von ISOMOLAR, ISO-N-18 und P-10 wurde an in vitro gelegten MOD-Füllungen überprüft. Bei der einzeitigen Applikation zeigten sämtliche Testkomposits, mit ISO-N-18 an der Spitze, bessere Resultate als ESTIC-MF und ADAPTIC. Die zweizeitige Fülltechnik brachte bei keinem der Testkomposits wesentliche Verbesserungen. Dies ist auf ihre Konsistenz und auf die sich daraus ergebende schlechte Stopfbarkeit zurückzuführen.

Beim Ausarbeiten von in vitro gelegten Okklusalfüllungen ergaben ISOMOLAR und ISO-N-18 eine gleich ungenügende marginale Adaptation wie ESTIC-MF oder ADAPTIC. Die Adaption von P-10 war noch schlechter.

Bei sämtlichen Testkomposits haben sich die H-40/H-15 Schleifkörper auf die marginale Adaptation positiv ausgewirkt. ISOMOLAR und ISO-N-18 lassen sich ohne Probleme polieren und die erreichte Oberflächenglätte liegt im Bereich von an-

deren Mikrofüllerkomposits. P-10 ist generell deutlich rauher.

Sämtliche Versuchsmaterialien können wegen der ungenügenden Verschleissfestigkeit und/oder der unbefriedigenden Adaptation nicht als Seitenzahnkomposit gelten. Die Konstruktion eines amalgamähnlich verschleissfesten Komposits ist nach wie vor ausstehend.

FUSSNOTEN

(A) Ivoclar AG Schaan, Liechtenstein.

(B) 3M & Co., St. Paul, Minnesota, USA.

(C) Johnson & Johnson, East Windsor, New Jersey, USA.

(D) Kulzer & Co, Gmbh, Bad Homburg, BRD.

(E) H-40/H-15 Cosmoshape Set^{R}, W. Hubschmid + Sohn, Lugano, CH.

(F) Soflex^{R} 3M & Co., St. Paul, Minnesota, USA.

(G) Dental Finishing and Polishing Strips, 3 M & Co., St. Paul, Minnesota, USA.

(H) Talysurf 10, Rank Taylor Hobson, Leicester, GB.

(I) Hewlett Packard 7046 A, Hewlett Packard AG, Schlieren, CH.

(K) Xanthopren Blau, Bayer AG, Leverkusen, BRD.

(L) Epikote 812, Merck AG, Dr. Theodor Schuchardt & Co, Darmstadt, BRD.

(M) KaVo All-Air, Kaltenbach & Voigt, Biberach, BRD.

(N) Intensiv-FG-Diamant Nr. 115, W. Hubschmid + Sohn, Lugano, CH.

(O) Hawe Adhesiv Prep. Set, Hawe Neos Dental, Gentilino, CH.

(P) Gingivalrandschräger DC 321/322, Aesculap-Werke AG, Tuttlingen, BRD.

(Q) Adaptic Bonding Agent, Johnson & Johnson, East Windsor, New Jersey, USA.

(R) Dental Finishing and Polishing Discs, Item No. 1951, 1952, 1953, 3 M & Co., St. Paul, Minnesota, USA.

(S) Hager & Meisinger GmbH, Düsseldorf, BRD.

(T) Abrasion = Attrition + Demastikation;
Attrition = Abnützung durch den antagonisten Höcker;
Demastikation = Abnützung durch Einwirkung des Speisebreies.

(U) Vogelback Computing Center, Northwestern University, SPSS Version 8.0 - June 18, 1979, ETH - December 1979.

(V) Bayer AG, Leverkusen, BRD.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. Abou-Tabl Z.M., Tidy D.C., Combe E.C.: Radioopacity of composite restorative materials. Br. dent. J. 147: 187 (1979).

2. Abreu M.J.N. de, Tavares D., Vieira D.F.: Radioopacity of restorative materials. Oper. Dent. 2: 3 (1977).

3. Asmussen E., Jorgensen K.D.: A microscopic investigation of the adaptation of some plastic filling materials to dental cavity walls. Acta odont. scand. 30: 3 (1972).

4. Asmussen E. Composite restorative resins, composition versus wall to wall polymerization contraction. Acta odont. scand. 33: 337 (1975).

5. Asmussen E. Marginal adaptation of restorative resins in acid etched cavities. Acta odont. scand. 35: 125 (1977).

6. Bowen R.L. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. J. Amer. dent. Ass. 66: 57 (1963).

7. Bowen R.L., Cleek G.W. A new series of x-ray-opaque reinforcing fillers for composite materials. J. dent. Res. 51: 177 (1972).

8. Chandler H.H., Bowen R.L., Paffenbarger G.C., Mullineaux A.L.: Clinical investigation of a radioopaque composite restorative material. J. Amer. dent. Ass. 81: 935 (1970).

9. Composite-Compendium DMG. Dental-Material-Gesellschaft (1975).

10. Cvar J.F., Ryge G. Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. U.S. Dept. of Health, Education and Welfare. Public Health Center, Government Printing Office Publication, San Francisco, No 790: 244 (1971).

11. Eames W.B., Strain J.D., Weitman R.T., Williams A.K. Clinical comparison of composite, amalgam and silicate restorations. J. Amer. dent. Ass. 89: 1111 (1974).

12. Hammer B., Hotz P. Nachkontrolle von 1- bis 5- järige Amalgam-, Komposit- und Goldgussfüllungen. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 89: 301 (1979).

13. Harrison A., Draughn R.A. Abrasive wear, tensile strenght, and hardness of dental composite resins. Is there a relationship? J. prosth. Dent. 36: 395 (1976).

14. Hord A.B. Current status of class II composite resin restorations. Ont. Dent. Dent. 52: 13 (1975).

15. Hotz A.B. Die Abrasion von Composites. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 85: 253 (1975).

16. Johnson L.E., Jordan R.E., Lynn J.A. Effect of various finishing devices on resin surfaces. J. Amer. dent. Ass. 83: 321 (1971).

17. Jorgensen K.D., Asmussen E. Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler - an initial study. Quintessence Int. 6: 73 (1978) Report VIII/1646

18. Jorgensen K.D., Horsted P., Janum O., Krogh J., Schultz A.J. Abrasion of class I restorative resins. Scand. J. Dent. Res. 87: 140 (1979).

19. Kraft M. Report über ein modellierfähiges Composite-Füllungsmaterial. Zahnärztl. Welt 85: 679 (1976).

20. Laursen L. Vergleichende in vivo und in vitro Untersuchungen von neuen Kompositrestaurationen. Zahnmed. Diss. Zürich (1980).

21. Leinfelder K.F., Sluder T.B., Stockwell C.L., Strickland W.D., Wall J.T. Clinical evaluation of composite resins as anterior and posterior restorative materials. J. prosth. Dent. 33: 407 (1975).

22. Lutz F., Lüscher B., Ochsenbein H., Mühlemann H.R. Adhäsive Zahnheilkunde. ISBN.3.260.04047.1. Juris Druck & Verlag, Zürich, (1976).

23. Lutz F., Lüscher B., Ochsenbein H., Mühlemann H.R. Die Entwicklung der perfekt adaptierten, randspaltfreien MOD-Kompositfüllung. In vitro Befunde. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 86: 1025 (1976).

24. Lutz F., Imfeld T., Meier Ch., Firestone A.R. Komposits contra Amalgam. Vergleichende Verschleissfestigkeitsmessungen in vivo: Ein-Jahres-Resultate. Quintessenz 3:139 (1979) Referat no 5911

25. Lutz F. Kompositfüllungen. Rationelleres Ausarbeiten und bessere Randqualität dank neuentwickelten Schleifkörpern. Quintessenz 8: 273 und 9: 125 (1980) Referat VIII 6124

26. Lutz F., Kull M. The development of a posterior tooth composite system. In vitro investigation. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 90: 455 (1980).

27. Lutz F. Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahn-Komposits. ISBN.3.85656.004.1 KAR PAR PZM, Zürich (1980).

28. Mc. Dermott T.S. A method for the quantitative evaluation of in vivo occlusal wear of acrylic resin bridges. Zahnmed. Diss. Zürich (1980).

29. Mc. Lean J.W. Restorative dentistry - Past and future. Brit. dent. J. 19: 179 (1978).

30. Mc. Lean J.W. The future of restorative materials. J. prosth. Dent. 42: 154 (1979).

31. Mc. Lundie A.C., Murray F.D. Comparison of methods used in finishing composite resins - a scanning electron microscope study. J. prosth. Dent. 31: 163 (1974).

32. Meier Ch. Eine Methode zur Bestimmung der Verschleissfestigkeit von Füllungsmaterialien in vivo. Zahnmed. Diss. Zürich (1977).

33. Meier Ch., Lutz F. Verschleissmessungen in vivo an okklusalen Komposit- und Amalgamfüllungen. Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 617 (1978).

34. Meier Ch., Lutz F. Komposits contra Amalgam: Vergleichende Verschleissmessungen in vivo. 1-Jahres-Resultate. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 89: 203 (1979).

35. Meier Ch., Lutz F. Vergleichende Verschleissfestigkeitsmessungen in vivo zwischen Amalgam und Komposit: Zweijahresresultate. Dtsch. zahnärztl. Z. 35: 489 (1980).

36. Mettler P., Friedrich U., Roulet J.F. Studie über die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 88: 324 (1978).

37. Michl R.J. ISOSIT, a new dental material. Quintessence Int. 3: 29 (1978) Report II 1613

38. Moffa J.P., Jenkins W.A. Four year posterior clinical evaluation of two composite resins. AADR 54A, Abstract 13 (1975).

39. Moffa J.P., Jenkins W.A. Three year posterior clinical evaluation of three experimental composite resins. IADR 57A, Abstract 206 (1978).

40. Mörmann W., Lietha-Elmer E., Meier Ch., Lutz F. Oberflächenanalyse von zwei Kompositfüllungsmaterialien nach unterschiedlicher Feinausarbeitung und Endversieglung. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 87: 667 (1979).

41. Morris C., Garman T., Kinzer R., Binon P. Clinical evaluation of an experimental composite in class II restorations. A three year report. AADR 56B, Abstract 515 (1977).

42. Neter J., Wasserman W. Applied linear statistical models. Richard D. Irwin, Inc. (1974).

43. Phillips R.W., Avery D.R., Mehra R., Swartz M.L., Mc. Cune R.J. Observations on a composite resin for class II restorations: Two year report. J. prosth. Dent. 28: 164 (1972).

44. Phillips R.W., Avery D.R., Mehra R., Swartz M.L., Mc. Cune R.J. Observations on a composite resin for class II restorations: Three year report. J. prosth. Dent. 30: 891 (1973).

45. Phillips R.W. Should I be using amalgam or composite restorative materials? Int. dent. J. 25: 236 (1975).

46. Phillips R.W. The new era in restorative dental materials. Oper. Dent. 1: 29 (1976).

47. Rehberg H.J. Ein Ueberblick über die werkstoffkundlichen Grundlagen der Composite-Füllungsmaterialien. Zahnärztl. Mitt. 68: 1191 (1978).

48. Reinhardt K.J., Vahl J. Untersuchungen physikalischer Eigenschaften hochglanzpolierbarer Füllungsmaterialien im Vergleich zu Composieten. Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 547 (1978).

49. Riethe P. Entwicklung der Frontzahnfüllungswerkstoffe. Zahnärztl. Mitt. 68: 316 und 317 (1978).

50. Roulet J.F. Die Abrasion von Komposits. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 86: 413 (1976).

51. Roulet J.F. Ein klinischer Vergleich 3-er Komposits mit Amalgam im Seitenzahnbereich. Zahnärztl. Welt 86:1055 (1977).

52. Roulet J.F., Mettler P., Friedrich U. Die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich. Dtsch. zahnärztl. Z. 33: 206 (1978).

53 Roulet J.F., Mettler P., Friedrich U. Ein klinischer Vergleich dreier Komposits mit Amalgam für Klasse II-Füllungen unter besondere Berücksichtigung der Abrasion. Resultate nach 2 Jahren. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 90: 18 (1980).

54. Roulet J.F., Mettler P., Friedrich U. Studie über die Abrasion von Komposits im Seitenzahnbereich - Resultate nach 3 Jahren. Dtsch. zahnärztl. Z. 35: 493 (1980).

55. Rupp N.W. Clinical placement and performance of composite resin restorations. J. dent. Res. 58: 1551 (1979).

56. Schröder A. Stand der Erfahrungen auf dem Gebiet der neuen Kunststoff-Kompositsmaterialien auf der Basis der Bowen Formel. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 81: 999 (1971).

57. Soltesz U., Klaiber B., Pergande Ch., Richter H. Vergleichende Untersuchungen über das Abrasionsverfahren von Composite-Füllungsmaterialien. Dtsch. zahnärztl. Z. 34: 406 (1979).

58. Valcke C.F. Some surface characteristics of composite resin filling materials. J. dent. Ass. S. Afr. 33: 21 (1978).

59. Viohl J. Werkstoffkundliche Untersuchungen der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststofffüllungsmaterialien. Dtsch. zahnärztl. Z. 29: 442 (1974).

60. Williams D.F. Priorities in dental materials research. Brit. dent. J. 148: 215 (1980).

61. Wirz J., Castagnola L. Der Verbrauch verschiedener Füllungsmaterialien durch den Schweizer Zahnarzt. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 87: 594 (1977).

62. Wirz J., Castagnola L. Plastische Füllungsmaterialien - ihr Verbrauch durch den Schweizer Zahnarzt. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 90: 431 (1980).

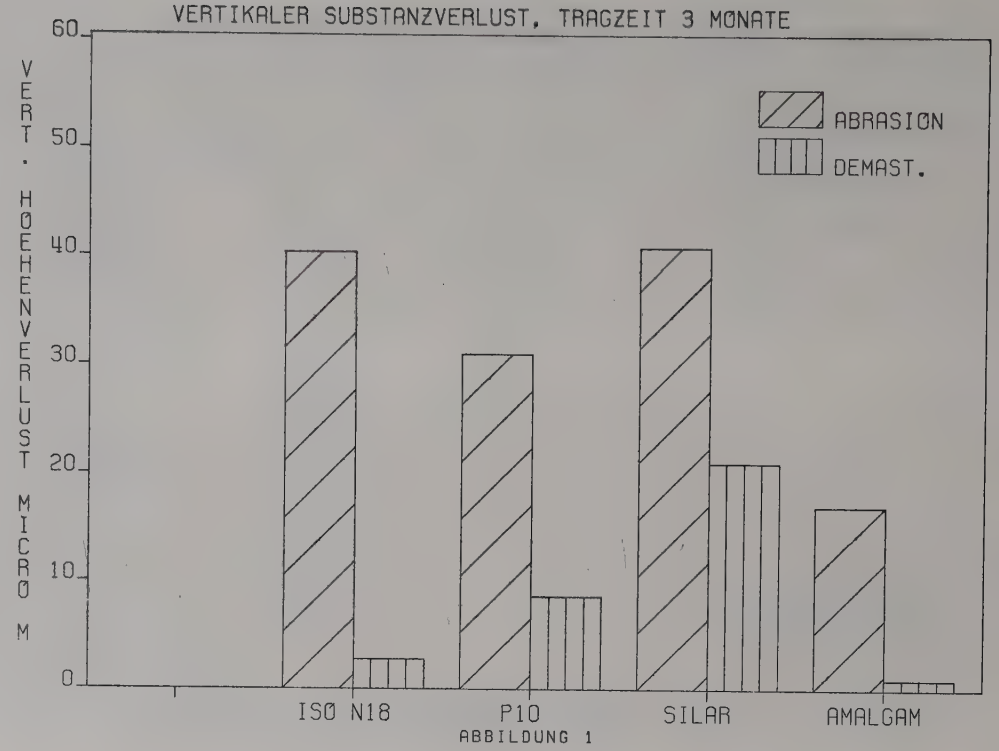

VERTIKALER SUBSTANZVERLUST, TRAGZEIT 3 MONATE
VERT. HOEHENVERLUST MICRO M
60
50
40
30
20
10
0
ABRASION
DEMAST.
ISO N18
P10
SILAR
AMALGAM

ABBILDUNG 1

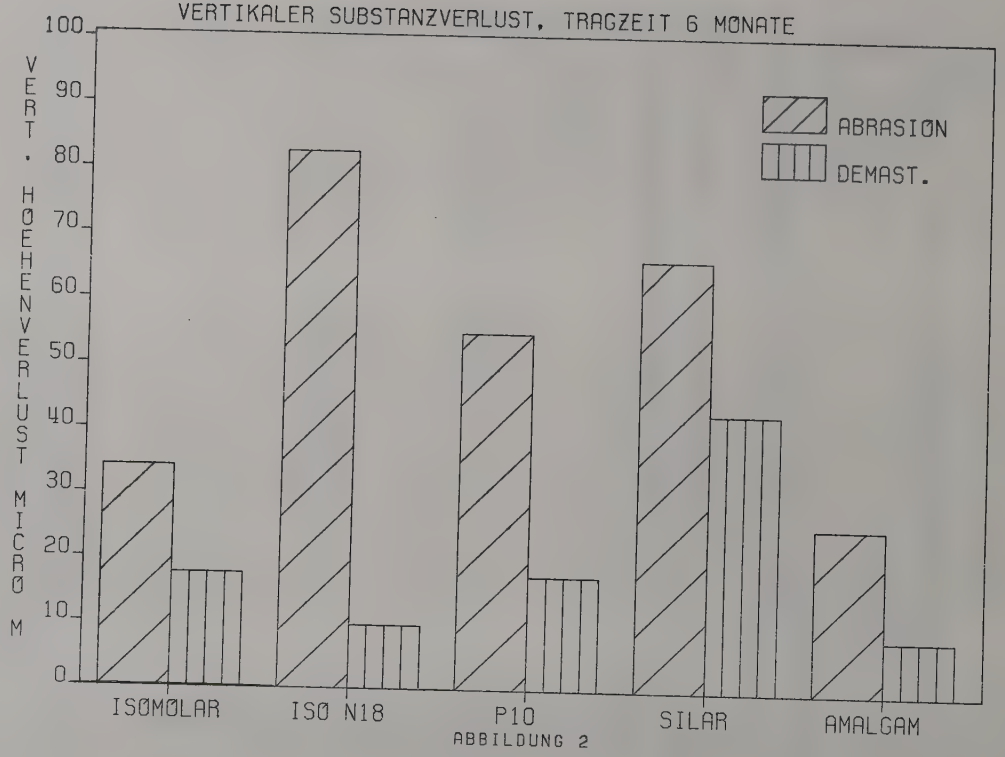

VERTIKALER SUBSTANZVERLUST, TRAGZEIT 6 MONATE
VERT. HOEHENVERLUST MICRO M
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
ABRASION
DEMAST.
ISOMOLAR
ISO N18
P10
SILAR
AMALGAM

ABBILDUNG 2

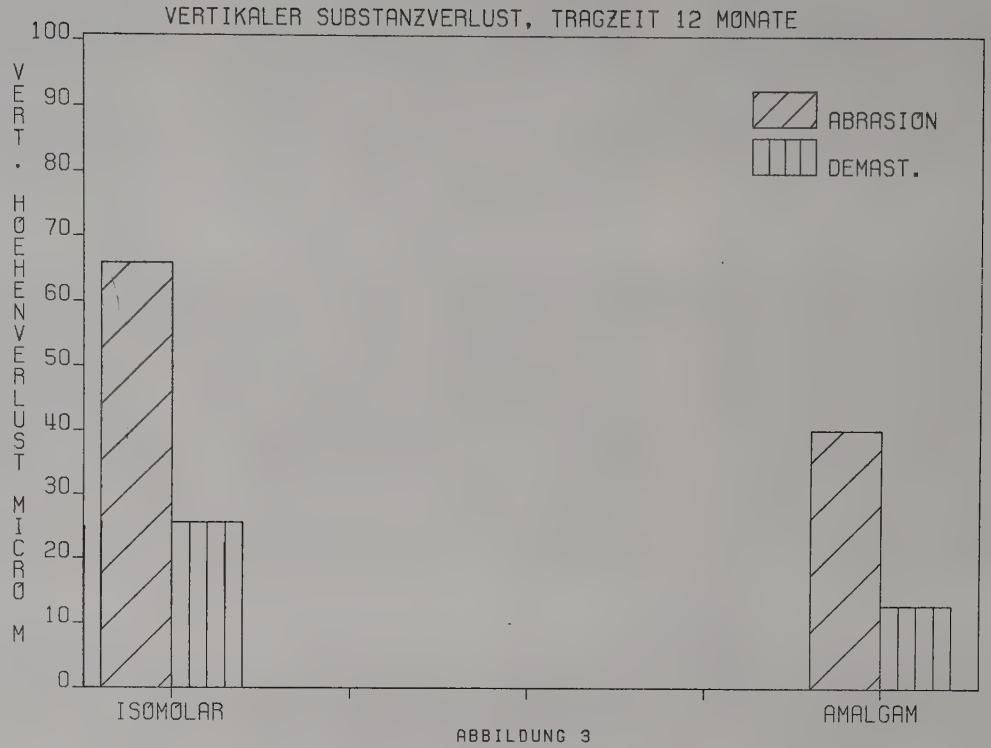

VERTIKALER SUBSTANZVERLUST, TRAGZEIT 12 MØNATE
VERT. HØEHENVERLUST MICRØ M
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
ABRASIØN
DEMAST.
ISØMØLAR
AMALGAM

ABBILDUNG 3

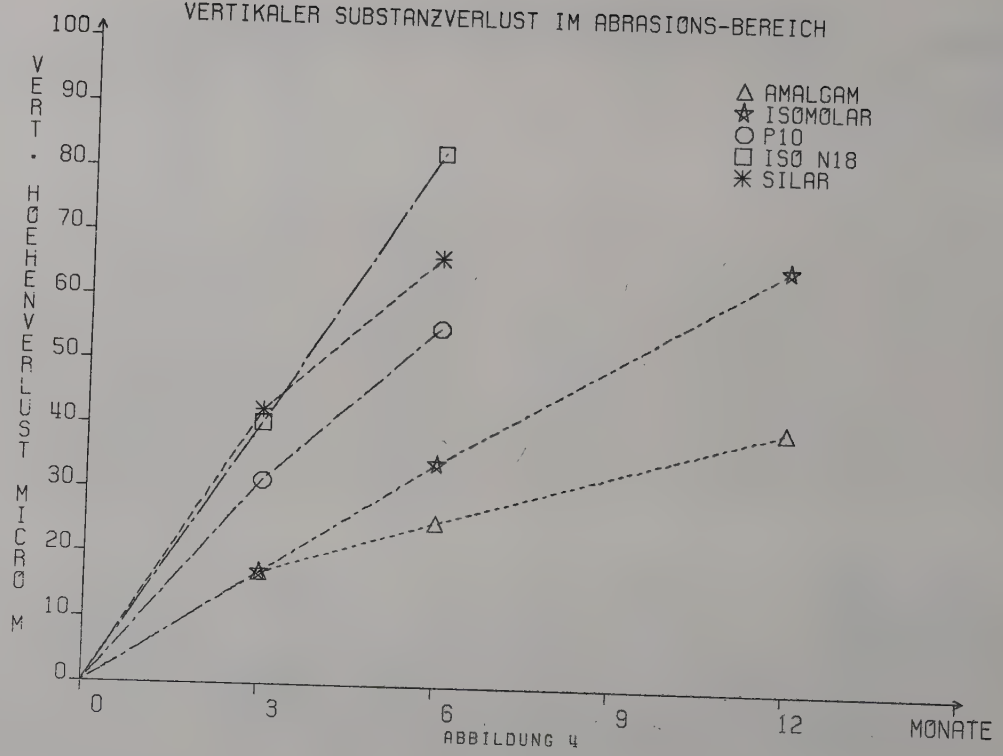

VERTIKALER SUBSTANZVERLUST IM ABRASIONS-BEREICH
VERT. HOEHENVERLUST MICRO M
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
0
3
6
9
12
MONATE
AMALGAM
ISOMOLAR
P10
ISO N18
SILAR

ABBILDUNG 4

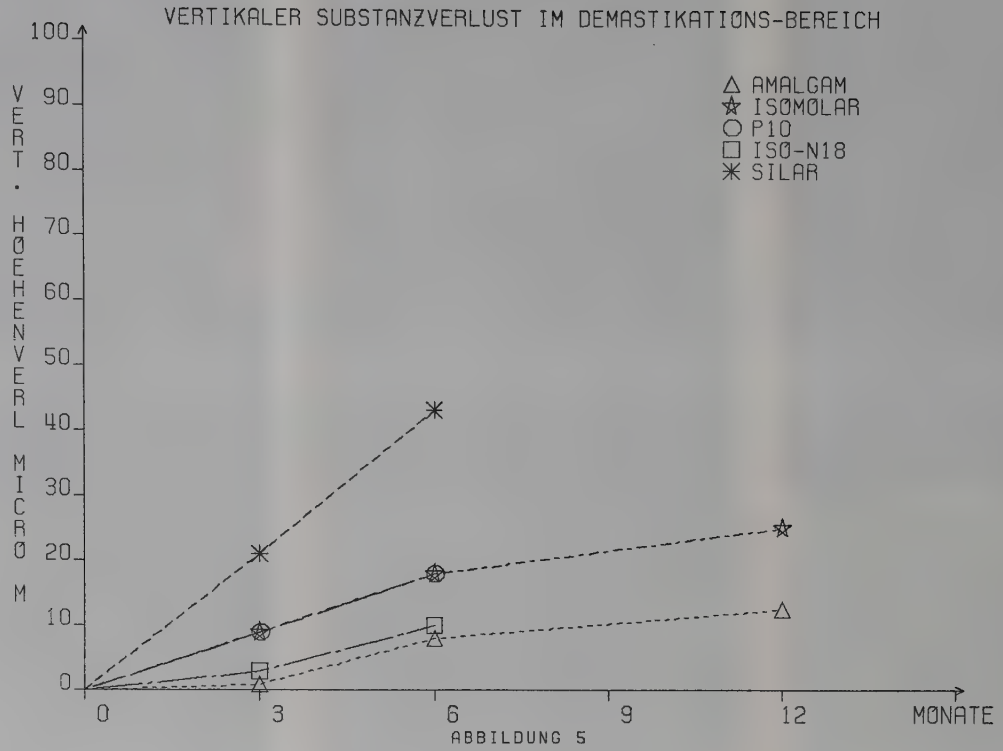

VERTIKALER SUBSTANZVERLUST IM DEMASTIKATIONS-BEREICH
VERT. HOEHENVERL MICRO M
100
90
80
70
60
50
40
30
20
10
0
0
3
6
9
12
MONATE
AMALGAM
ISOMOLAR
P10
ISO-N18
SILAR

ABBILDUNG 5

Abbildung 6 :

ISOMOLAR, einjährige Füllung :

Replika 140 X : glatte, strukturlose, von Poren durchsetzte Füllungsoberfläche.

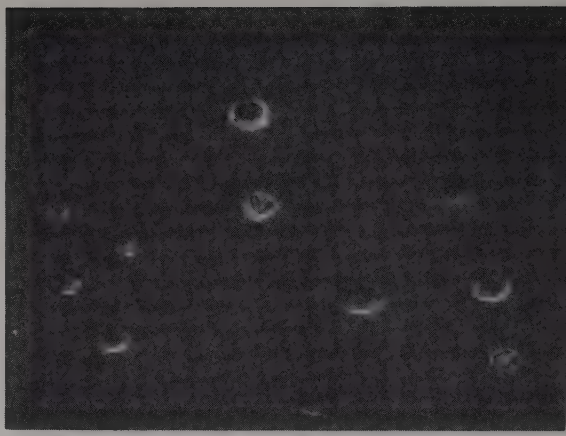


Abbildung 7 :

ISOMOLAR, einjährige Füllung :

Replika 35 X : Schliffacette mit Rissbildungen in der Peripherie.

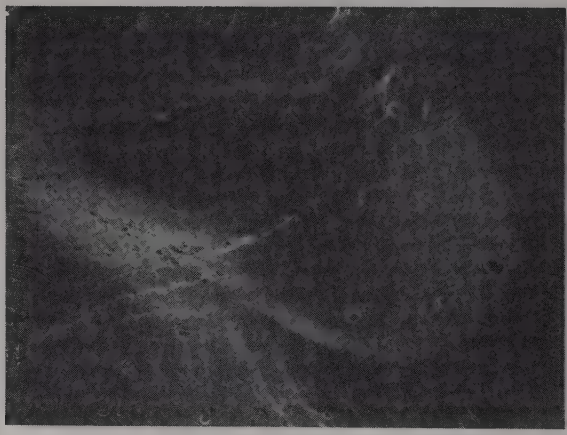


Abbildung 8 :

ISOMOLAR, einjährige Füllung :

Replika 140 X : Randbereich einer Schliffacette. Risse, kleine herausgebrochene Füllungsstücke und Poren.

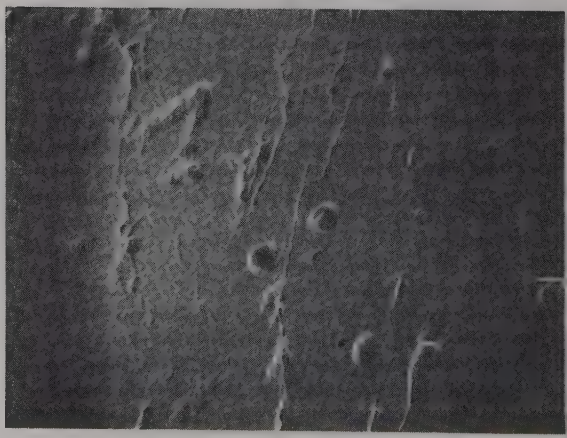


Abbildung 9 :

ISO-N-18, Attritionszone nach 1 Woche :

Replika 35 X : Absolut glatte Oberfläche, jedoch mit Poren.

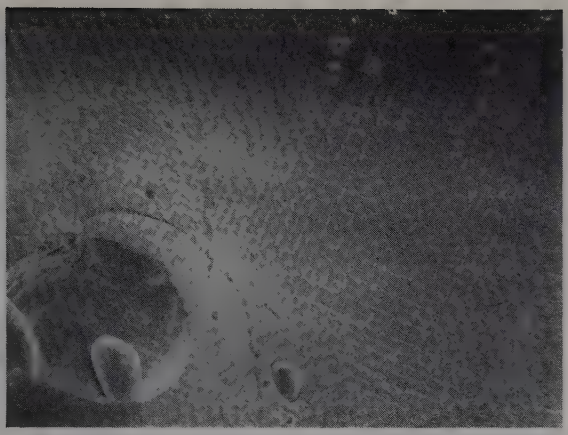


Abbildung 10 :

ISO-N-18, Attritionszone nach 1 Monat.

Replika 35 X : deutlicher Einbruch mit Rissbildungen am Rand und Poren.

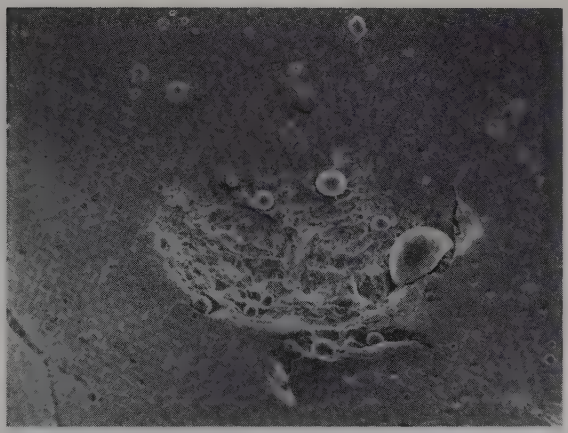


Abbildung 11 :

ISO-N-18, Attritionszone nach 4 Monaten.

Replika 40 X : immer grösser werdende Einbruch mit Spuren von Schliffacette am Rand und Poren.

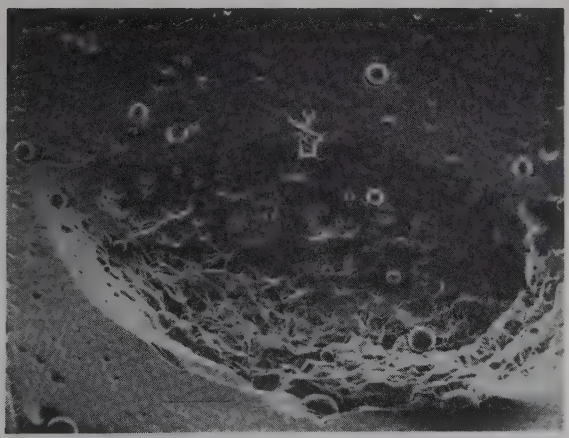


Abbildung 12 :

ISO-N-18, Attritionszone nach 7 Monaten.

Replika 35 X : Einbruch, Poren und abgebrochene Federränder.

Abbildung 13 :
P-10, Demastikationszone nach 1 Monat.
Replika 650 X : ziemlich glatte Oberfläche mit kaum identifizierbare Konstruktionselemente.

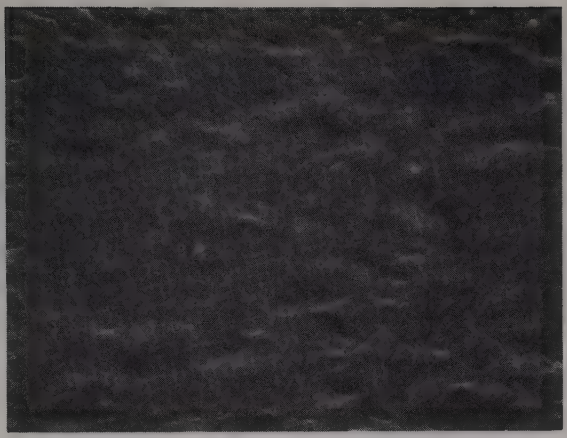


Abbildung 14 :
P-10, Attritionszone nach 1 Monat.
Replika 650 X : durch einen selektiven Verlust der organische Matrix werden die Füllerpartikel deutlich sichtbar. Hier und da wurden die Füller schon ganz aus der Matrix weggeschlagen.

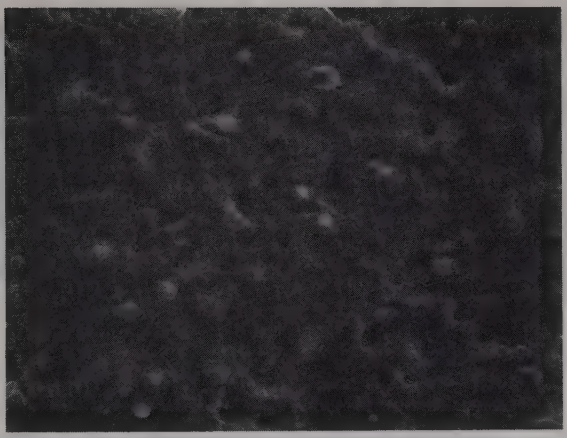


Abbildung 15 :
P-10, halbjährige Füllung.
Replika 40 X : deutliche Stufe zwischen Füllungs- und Schmelzoberfläche.

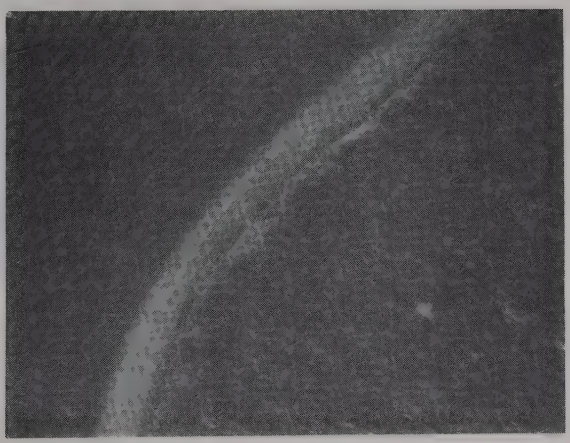


Abbildung 16 :

Bite-wing : 46 MOD ISOMOLAR

16 MOD AMALGAM.

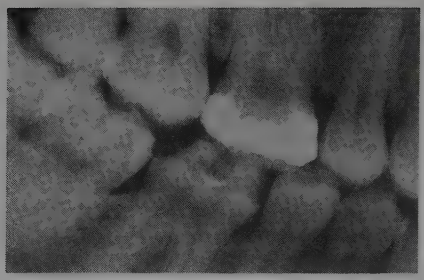


Abbildung 17 :

Bite-wing : 46 MOD ISO-N-18

47 MO AMALGAM.

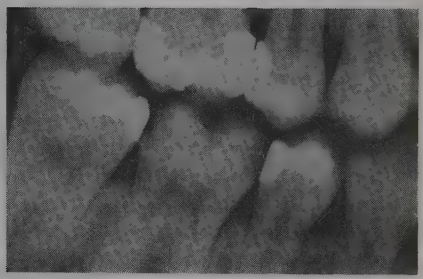
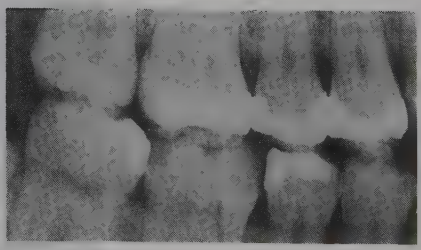


Abbildung 18 :

Bite-wing : 46 MOD P-10

47 MO AMALGAM



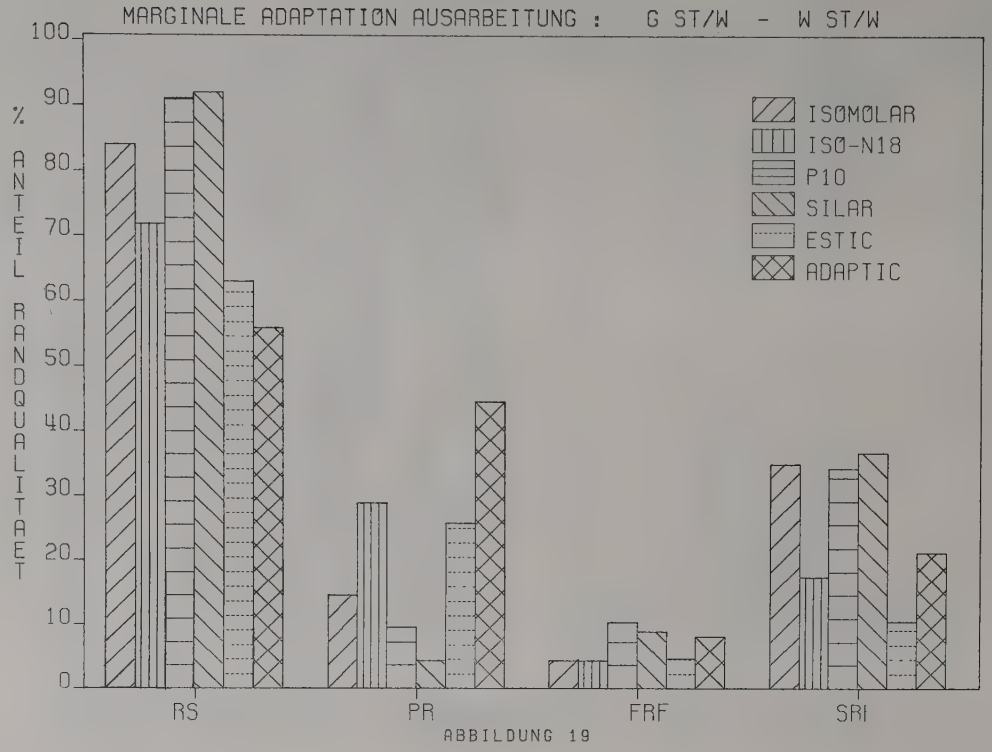


ABBILDUNG 19

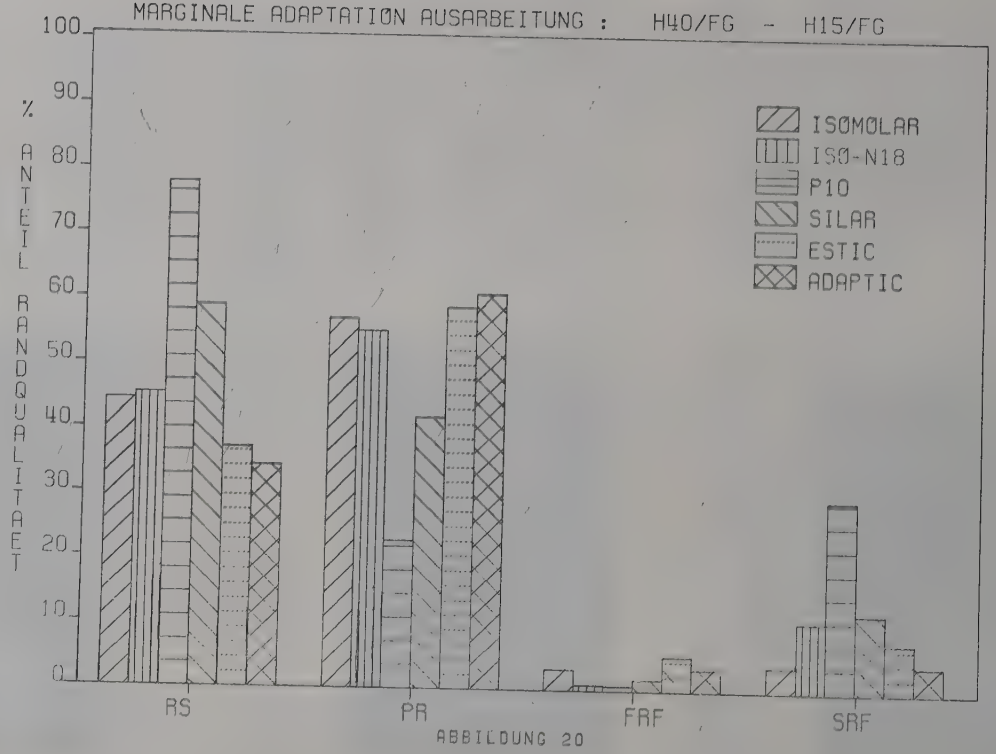


ABBILDUNG 20

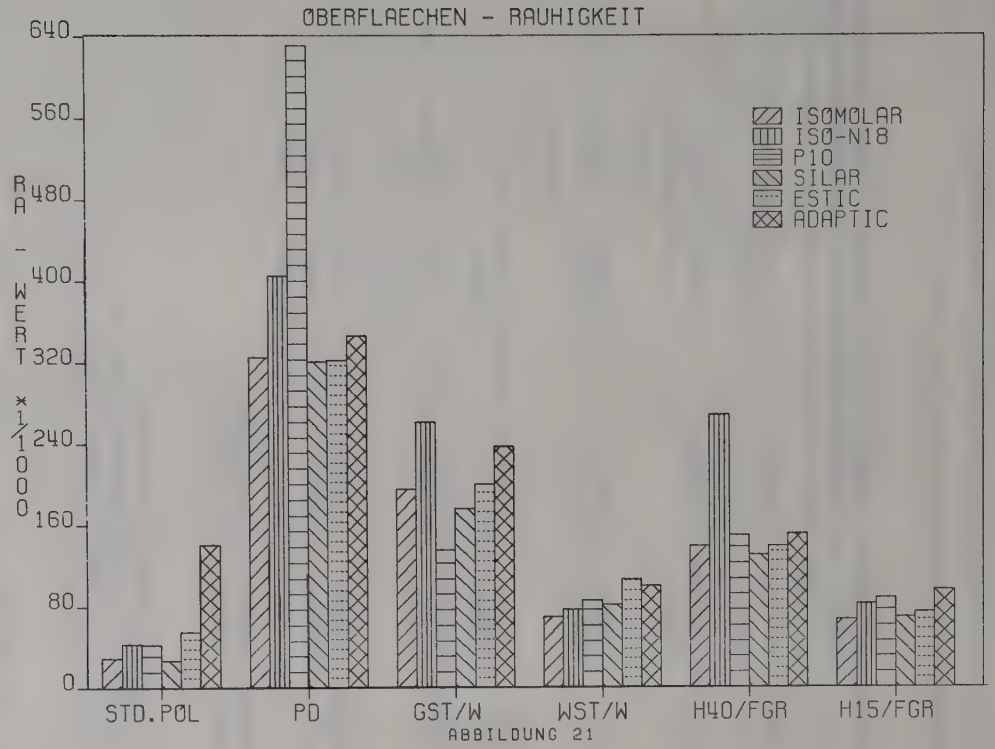


ABBILDUNG 21

Tabelle 1.

In vivo auf Verschleissfestigkeit und Röntgenopazität sowie in vitro auf Adaptation und Polierbarkeit untersuchte Füllungsmaterialien.

DISPERSALLOY ist das einzige röntgenopake Material.

MATERIAL.	ENTWICKLUNGS-STAND	CHARAKTERISIERUNG	VORPOLYMERISAT	ORGANISCHE MATRIX	ANORGAN. FUELLER	FUELLSTOFF-GEHALT(Gew%)
ISOMOLAR (1)	Versuchs-Komp.	MF-Komp.	-	UR-DMA Aliph.DMA	MF	25
ISO-N-18 (1)	Versuchs-Komp.	MF-Komp.	-	UR-DMA Aliph.DMA	MF Sil. MTGr=40-400 nm	70
P-10 (2)	Marken-Produkt	Konvent. Komp.	-	BIS-GMA TEDMA	KF Quarz MF MTGr=3µm	86.5
SILAR (2)	Marken-Produkt	MF-Komp.	+,Spl.	BIS GMA TEDMA	MF	-
ESTIC-MF (3)	Marken-Produkt	MF-Komp.	+,Spl.	BIS-GMA/ UR-DMA TEDMA	MF MTGr= 40 nm	48
ADAPTIC (4)	Marken-Produkt	Konvent. Komp.	-	BIS-GMA TEDMA BIS-DMA	KF Quarz MTGr=14-19 µm	75
DISPERS-ALLOY(4)	Marken-Produkt	Gamma-2-freies Kapsel Amalgam		-	-	-

(1) Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein.
(2) 3 M & Co., St. Paul, Minnesota, USA.
(3) Kulzer & Co. GmbH, Bad Homburg, BRD.
(4) Johnson & Johnson, East Windsor, New Jersey, USA.

MF : Mikrofüller.
MTGr : mittlere Teilchengrösse
Komp. : Komposit
Sil. : Silica
Spl. : Splitterform
Aliph.DMA : Aliphatische Dimethakrylate

KF : konventionelle, anorganische Füller
BIS-DMA : Bisphenol-A-Dimethakrylat
BIS-GMA : Bisphenol-A-Glycidyl-Methakrylat
TEDMA : Triethylene-Glycol-Dimethakrylat
UR-DMA : Urethan-Dimethakrylat

Tabelle 2.

Patientengut: Verteilung nach Zufall.

Patientenanzahl	ISOMOLAR	ISO-N-18	P-10
Gr I (N = 10)	10		
Gr II (N = 14)		14	
Gr III (N = 11)			11

Tabelle 3.

Einteilung der Farbstoffpenetrationsstufen zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz.

GRAD	DEFINITION
0.	Keine Penetration.
1.	Penetration im Bereich der äusseren Hälfte des Schmelzmantels.
2.	Penetration entlang des gesamten Schmelzes bis maximal zur Schmelz-Dentin-Grenze.
3.	Penetration entlang des Schmelzes und ins Dentin bis maximal zur Mitte der horizontalen Stufe.
4.	Penetration entlang des Schmelzes und ins Dentin durch den gesamten horizontalen Stufenbereich.
5.	Penetration entlang des Schmelzes und ins Dentin bis in die vertikale Begrenzung der approximalen Füllungsanteile oder in das Tubulussystem.

Tabelle 4.

Bearbeitungsverfahren: verwendete Abrasiv/Schleifkörper und Anzahl Messungen pro Komposit-Material.

BEARBEITUNGSVERFAHREN	ANZAHL MESSUNGEN PRO MATERIAL
MASCHINELLE STANDARDBEARBEITUNG: 1900 AB AUTOMET^{R} (1)	
ABRASIEVE PAPIERDISCS, SiC-GRIT 400 + 600 (2)	90
VERSUCHSREIHE I	
PRAEPARIERDIAMANTEN D 5 (PD) (3)	60
VERSUCHSREIHE II	
a. GRUENE STEINE (G-St) / WINKELSTUECK (W)	
Keramischer Schleifkörper aus Siliciumcarbid (4)	60
b. WEISSE STEINE (W-St) / WINKELSTUECK (W)	
Keramischer Schleifkörper aus Siliciumoxid + Quartz (4)	60
VERSUCHSREIHE III	
a. FEINER KONTURIER-DIAMANT H-40/FRICTION GRIP (FG)(5)	60
b. ULTRAFEINER FINIER-DIAMANT H-15/FRICTION GRIP (5)	60

(1) AB Bühler Ltd., Evanston, Ill., USA.

(2) Leco Co., St. Joseph, Michigan, USA.

(3) Intensiv^{R} Swiss Dental Diamond, W. Hubschmid + Sohn, Lugano, CH.

(4) Hager & Meisinger GmbH, Düsseldorf, BRD.

(5) Composhape Set^{R}, W. Hubschmid + Sohn, Lugano, CH.

Tabelle 5.

Vertikaler Höhenverlust in µm von 10 ISOMOLAR Kompositfüllungen, Einzelwerte.

PATIENTEN	TRAGZEIT 6 MONATE		TRAGZEIT 1 JAHR	
	ABRASION µm	DEMASTIKATION µm	ABRASION µm	DEMASTIKATION µm
M 1	50	12	106	20
M 2	41	19	65	20
M 3	29	12	37	19
M 4	19	0	44	15
M 5	28	27	69	33
M 6	35	16	65	22
M 7	28	20	82	24
M 8	41	33	49	32
M 9	13	5	37	20
M 10	55	32	98	49
$\bar{x}$	34	18	65	25
s	13	11	24	10

Tabelle 6.

Vertikaler Höhenverlust in µm von 14 ISO-N-18 Kompositfüllungen, Einzelwerte.

PATIENTEN	TRAGZEIT 3 MONATE		TRAGZEIT 6 MONATE	
	ABRASION µm	DEMASTIKATION µm	ABRASION µm	DEMASTIKATION µm
I 1	106	0	163	0
I 2	/	/	69	12
I 3	56	0	100	0
I 4	7	0	18	13
I 5	17	0	69	0
I 6	52	0	106	12
I 7	7	0	46	0
I 8	0	0	24	0
I 9	15	0	56	7
I 10	47	0	90	0
I 11	105	2	157	6
I 12	43	23	120	65
I 13	38	0	70	0
I 14	27	11	60	23
$\bar{x}$	40	3	82	10
s	34	7	44	17

Tabelle 7.

Vertikaler Höhenverlust in µm von 11 P-10 Kompositfüllungen, Einzelwerte.

PATIENTEN	TRAGZEIT 3 MONATE		TRAGZEIT 6 MONATE	
	ABRASION µm	DEMASTIKATION µm	ABRASION µm	DEMASTIKATION µm
P 1	0	0	unmessbar	0
P 2	36	0	40	8
P 3	7	0	16	8
P 4	30	6	47	13
P 5	27	21	55	23
P 6	16	9	26	11
P 7	16	0	24	4
P 8	55	5	71	14
P 9	43	13	112	24
P 10	84	33	122	71
P 11	24	8	33	15
$\bar{x}$	31	7	55	17
s	24	10	37	19

Tabelle 8.

Durchschnittlicher vertikaler Höhenverlust in µm der verschiedenen Komposit-Füllungsmaterialien und des Amalgams.

Tragzeit : 3 Monate.

MATERIAL	N	ABRASION		DEMASTIKATION	
		$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s
ISO-N-18	13	40	34	3	7
P-10	11	31	24	9	10
SILAR	10	41	8	21	8
AMALGAM	10	17	14	1	3

Tabelle 9.

Durchschnittlicher vertikaler Höhenverlust in µm der verschiedenen Komposit-Füllungsmaterialien und des Amalgams.

Tragzeit : 6 Monate.

MATERIAL	N	ABRASION		DEMASTIKATION	
		$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s
ISOMOLAR	10	34	13	18	11
ISO-N-18	14	82	44	10	17
P-10	11	55	37	17	19
SILAR	10	66	3	43	2
AMALGAM	31	25	14	8	6

Tabelle 10.

Durchschnittlicher vertikaler Höhenverlust in µm von ISOMOLAR und AMALGAM.

Tragzeit : 12 Monate.

MATERIAL	N	ABRASION		DEMASTIKATION	
		$\bar{x}$	s	$\bar{x}$	s
ISOMOLAR	10	65	24	25	10
AMALGAM	16	40	30	13	8

Tabelle 11 A.

ANOVA-Tabelle. Signifikanz für Abrasionswerte von ISOMOLAR, ISO-N-18, P-10, SILAR und von AMALGAM.

N.S. = Nicht signifikant.

SOURCE	DF	SUM OF SQUARES	MEAN SQUARES	F. RATIO	P
ABRASION 3 Monate: ISO-N-18, P-10, AMALGAM.					
BETWEEN	2	3049.2262	1524.6131	2.184	N.S.
WITHIN	31	21644.9075	698.2228		
TOTAL	33	24694.1337			
ABRASION 6 Monate: ISOMOLAR, ISO-N-18, P-10, SILAR, AMALGAM.					
BETWEEN	4	33605.2836	8401.3209	13.522	<0.0001
WITHIN	69	42870.9008	621.3174		
TOTAL	73	76476.1844			
ABRASION 12 Monate: ISOMOLAR, AMALGAM.					
BETWEEN	1	3976.8612	3976.8612	5.001	N.S.
WITHIN	24	19086.3684	795.2653		
TOTAL	25	23063.2296			

Tabelle 11 B.

ANOVA-Tabelle. Signifikanz für Demastikationswerte von ISOMOLAR, ISO-N-18, P-10, SILAR und von AMALGAM.

N.S. = Nicht signifikant.

SOURCE	DF	SUM OF SQUARES	MEAN SQUARES	F. RATIO	P
DEMASTIKATION 3 Monate: ISO-N-18, P-10, AMALGAM.					
BETWEEN	2	344.0209	172.0104	3.129	N.S.
WITHIN	31	1704.1185	54.9716		
TOTAL	33	2048.1394			
DEMASTIKATION 6 Monate: ISOMOLAR, ISO-N-18, P-10, SILAR, AMALGAM.					
BETWEEN	4	9430.3710	2357.5927	17.243	<0.0001
WITHIN	71	9707.6592	136.7276		
TOTAL	75	19138.0301			
DEMASTIKATION 12 Monate: ISOMOLAR, AMALGAM.					
BETWEEN	1	961.7308	961.7308	12.711	<0.01
WITHIN	24	1815.8004	75.6583		
TOTAL	25	2777.5312			

Tabelle 12.

Paarweise Vergleiche nach Scheffé zwischen den verschiedenen Gruppen, getrennt nach Abrasion und Demastikation, nach einer Tragzeit von 6 Monaten. Mit derselbe Linie unterstrichene Gruppen: keine signifikante Differenz zwischen diesen Gruppen.

A B R A S I O N

AMALGAM	ISOMOLAR	P-10	SILAR	ISO-N-18

D E M A S T I K A T I O N

AMALGAM	ISO-N-18	P-10	ISOMOLAR	SILAR

Tabelle 13.

Marginale Adaptation von in vitro MOD-Füllungen aus ISOMOLAR, ISO-N-18, P-10, SILAR, ESTIC M-F, ADAPTIC und DISPERSALLOY : Klassische Kavitätenpräparation, keine Schmelzätzung, Versieglervorstrich, einzeitige und zweizeitige Kompositinsertion, Folie + digitale Kompression, bzw. konventionelle Amalgamtechnik. REM - Auswertung nach den Randqualitäten RANDSPALT (RS), UNTERSCHUSS (U), UEBERSCHUSS (Ue) und PERFEKTER RAND (PR) in % der total untersuchten Randlänge.

Auswertung des Penetrationsverfahren.

FUELLUNGS-MATERIAL	VERARBEITUNGS-TECHNIK	RS	U	Ue	PR	Farbstoff-Penetrations-grad
ISOMOLAR	1-zeitig	63	34	4	32	= 4
(n=6)	2-zeitig	47	13	12	39	= 2
ISO-N-18	1-zeitig	40	3	1	59	> 4
(n=7)	2-zeitig	33	1	1	67	= 3
P-10	1-zeitig	61	7	0	39	≥ 2
(n=7)	2-zeitig	54	4	0	46	= 2
SILAR	1-zeitig	58	0	0	42	≥ 2
(n=7)	2-zeitig	54	2	2	44	≥ 2
ESTIC-MF	1-zeitig	94	50	4	2	≥ 2
(n=7)	2-zeitig	1	1	3	96	≥ 2
ADAPTIC	1-zeitig	71	32	2	21	≥ 2
(n=6)	2-zeitig	14	3	2	83	≥ 2
DISPERSALLOY		73	56	5	20	

Tabelle 14.

Marginale Adaptation von in vitro Okklusalfüllungen aus ISOMOLAR, ISO-N-18, P-10, SILAR, ESTIC-MF, ADAPTIC : Klassische Kavitätenpräparation, keine Schmelz-Aetzung, Versieglervorstrich, einzeitige Kompositinsertion, Folie und digitale Kompression. Ausarbeitung 15 Minuten nach Beginn des Anmischens mit Grünen und Weissen Steinen und H-40 bzw H-15 Diamanten.

REM-Auswertung nach dem Randqualitäten RANDSPALT (RS), PERFEKTER RAND (PR), SCHMELZ-RAND-FRAKTUR (SRF) und FUELLUNGS-RAND-FRAKTUR (FRF).

Anzahl Füllungen pro Material : n = 6.

G-St/W + W-St/W	RS	PR	FRF	SRF
ISOMOLAR	83 ± 11	14 ± 9	4 ± 3	35 ± 11
ISO-N-18	71 ± 11	29 ± 11	4 ± 3	17 ± 11
P-10	90 ± 11	10 ± 11	10 ± 4	34 ± 11
SILAR	91 ± 14	4 ± 4	9 ± 7	36 ± 10
ESTIC M-F	63 ± 13	26 ± 13	5 ± 6	10 ± 11
ADAPTIC	55 ± 21	44 ± 21	8 ± 8	21 ± 9
H-40/FG + H-15/FG				
ISOMOLAR	44 ± 10	57 ± 11	3 ± 2	4 ± 3
ISO-N-18	45 ± 13	55 ± 13	1 ± 2	11 ± 2
P-10	77 ± 17	23 ± 17	1 ± 1	29 ± 11
SILAR	59 ± 9	42 ± 10	2 ± 2	12 ± 3
ESTIC M-F	37 ± 16	58 ± 12	5 ± 4	8 ± 3
ADAPTIC	34 ± 5	61 ± 10	4 ± 2	4 ± 3

Tabelle 15.

Die bei ISOMOLAR, ISO-N-18, P-10, SILAR, ESTIC-MF und ADAPTIC durch die einzelnen Bearbeitungsverfahren erzeugten, aus 60 - bei der Standard-Politur 90 - Messungen ermittelten Oberflächenrauheiten in Form der Ra-Werte ($\bar{x} \pm$ Standard-Abweichung):

MATERIAL	STAND.POL.	PD	G-St/W	W-St/W	H-40/FG	H-15/FGB
ISOMOLAR	29 ± 8	326 ± 77	196 ± 90	71 ± 37	140 ± 31	68 ± 17
ISO-N-18	44 ± 11	406 ± 64	262 ± 41	77 ± 36	269 ± 33	83 ± 17
P-10	43 ± 13	631 ± 98	136 ± 21	87 ± 16	150 ± 24	89 ± 19
SILAR	28 ± 8	322 ± 65	176 ± 42	82 ± 41	131 ± 26	70 ± 22
ESTIC-MF	55 ± 22	323 ± 65	200 ± 63	107 ± 48	140 ± 34	75 ± 19
ADAPTIC	141 ± 19	347 ± 81	239 ± 64	101 ± 25	151 ± 26	96 ± 23

Stand. Pol. : Standardpolitur, Sic, Grit 400 + 600.
G-St/W : Green-Stone/Winkelstück.
W-St/W : White-Stone/Winkelstück.
PD : Präparierdiamanten.
H-40/FG : Feiner Konturierdiamant/Friction Grip.
H-15/FG : Ultrafeiner Finierdiamant/Friction Grip.

Herrn Prof. Dr. Dr. P. Riethe danke ich für die Ueberlassung des Themas.

Besonderen Dank schulde ich Herrn PD Dr.med. F. Lutz und Herrn Dr. med. dent. J.F. Roulet, welche mir mit Rat und Tat bei der Ausführung der vorliegenden Arbeit geholfen haben.

Im weiteren möchte ich allen danken die am Zustandekommen dieser Arbeit beigetragen haben:

- Herrn Dr. math. L. Molinari, Rechenzentrum ETH Zürich, für die Hilfe bei der Ausführung der statistischen Berechnungen.
- Herrn R. Dinkelmann, Abteilung EEG und klinische Neurophysiologie, Kinderspital Zürich, für die Anfertigung der Computerplots.
- Meinem besten Freund Dr. H. Willekens für die Ausführung der Textverarbeitung.

Curriculum vitae von Catherine Ameye

Geboren am 23. Oktober 1954 in Kortrijk, Belgien.

1960—1966	Primarschule am Lyceum O. L. Vrouw ter Engelen, Kortrijk.
1966—1972	Mittelschule am Lyceum O. L. Vrouw van Vlaanderen, Kortrijk.
1972	Maturität.
1972—1977	Zahnmedizinisches Studium an der Katholischen Universität, Leuven, Belgien. Examen Juli 1977.
1977—1980	Assistentin an der Abteilung für konservierende Zahnheilkunde, Universität Leuven, Belgien.

Ab 1980 Assistentin an der Abteilung für Kariologie, Parodontologie und Präventivzahnmedizin des Zahnärztlichen Institutes der Universität Zürich, unter Vorstand von Prof. Dr. med. H. R. Mühlemann.